Aus dem Zentrum Innere Medizin der Universität Tübingen
Abteilung für Sportmedizin
Kommissarischer Leiter: Professor Dr. L. Seipel

Muskelquerschnittsmessung mittels Ultraschall - Methodische Probleme und Anwendbarkeit bei Kraftanalysen

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
UWE DANNER
aus Tübingen

1987

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus dem Zentrum Innere Medizin der Universität Tübingen
Abteilung für Sportmedizin
Kommissarischer Leiter: Professor Dr. L. Seipel

Muskelquerschnittsmessung mittels Ultraschall - Methodische Probleme und Anwendbarkeit bei Kraftanalysen

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
UWE DANNER
aus Tübingen

1987

Dekan:	Professor Dr. J. Dichgans
1. Berichterstatter:	Professor Dr. D. Jeschke
2. Berichterstatter:	Professor Dr. M. Stöhr

---

gedruckt 1987 bei H.-J. Köhler , Reprografischer Betrieb , Tübingen

Meiner Mutter
und
meiner Schwester

gewidmet

Ich danke Herrn Prof. Dr. D. Jeschke für die Überlassung des Themas und seine freundliche Beratung und Geduld bis zur endgültigen Fertigstellung der Arbeit.

Mein größter Dank gilt Herrn Prof. Dr. F. Habermalz, der mich zum wissenschaftlichen Arbeiten angeleitet und mich durch seine ständige Gesprächsbereitschaft und Hilfestellung immer wieder von neuem motiviert hat, insbesondere bei der schwierigen Entwicklung der Methode und Fragen der Fotografie.

Ebenfalls zu Dank verpflichtet bin ich Herrn Kratzer, der für die präzise Herstellung des Foto-Materials verantwortlich ist.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meinem Freund Peter Zeidler und meinem Freund und Kollegen Frank Weise, die sich in ihrer knappen Freizeit uneingeschränkt als Versuchs-Objekte zur Verfügung gestellt haben.

Nicht unerwähnt bleiben darf Iris-Elke Enzle, die mir oftmals die zeitraubende Beschaffung der Literatur abgenommen hat.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543904_0062

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S Seite

I.	**Einleitung und Fragestellung**	1
II.	**Entwicklung der Methode**	6
1.	Gerätebeschreibung	6
1.1.	Ultraschallgerät	6
1.2.	Scanner	6
1.3.	Fernseh-Monitor	7
1.4.	Polaroid-Kamera	7
1.5.	Foto-Kamera	7
2.	Optimierung der Abbildungsqualität des Muskelumrisses auf der fotografischen Darstellung	8
2.1.	Testobjekt und Vorgehensweise	8
2.1.1.	Film-Material	8
2.1.2.	Filmentwicklung	8
2.1.3.	Fotoabzug	9
2.2.	Einstellung des Ultraschallgeräts	9
2.2.1.	Justieren der Bild-Einstellregler (Innenarmaturen)	9
2.2.1.1.	Foto-Aufhellung	9
2.2.1.2.	Schraubenzieherregler Foto-Kontrast	10
2.2.1.3.	Bildschärfe	10
2.2.1.4	Helligkeit und Kontrast	10
2.2.1.5.	Bildlage horizontal und vertikal	10
2.2.2.	Einstellung der Bedienungselemente (Außenarmaturen)	11
2.2.2.1.	Scannerkontrolle	11
2.2.2.2.	Scannerdrehzahl (Gewebetiefe)	12
2.2.2.3.	Steuerknüppel der Meßeinrichtung (Caliper)	12
2.2.2.3.1.	Überprüfung der Caliper-Symmetrie	12
2.2.2.4.	Umschalter für Bildorientierung	16
2.2.2.5.	Auslösetaste für Foto-Kamera	17

2.2.2.6.	Empfindlichkeitsregler (E)	17
2.2.2.7.	Nahverstärkung (N)	17
2.2.2.8.	Anstiegsflanke (Af)	17
2.2.2.9.	Anstiegsbeginn (Ab)	17
2.3.	Einstellung und Überprüfung der Fotokamera-Belichtung	18
2.3.1.	Vergleich zweier Ultraschallgeräte gleichen Typs und zwei verschiedener Foto-Kameras	18
2.3.2.	Belichtungsüberprüfung mit einer Foto-Meßzelle	19
2.3.3.	Automatische Fotokamera-Belichtung	20
2.3.4.	Vergleich zweier Foto-Kameras gleichen Typs	20
2.3.5.	Belichtungszeit-Vorgabe an der Fotokamera	21
2.3.6.	Zusammenfassung	21
3.	Frage des vertikalen Scanner-Streuwinkels (Schallkeulendicke)	23
3.1.	Scannen von zwei Plastikverschlüssen	27
3.2.	Scannen organischer Objekte	28
3.2.1.	Konstruktion und Scannen eines Fleischzylinders	29
3.2.1.1.	Zusammenfassung	31
3.2.2.	Weiterentwicklung des Modells zur Überprüfung des vertikalen Scanner-Streuwinkels (Schallkeulendicke)	31
3.3.	Musculus rectus femoris längsgeschallt	32
4.	Kriterien zur Unterscheidung der verschiedenen Kraftbelastungsstufen	34
4.1.	Testreihe von 0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft (MVC)	34
4.1.1.	Zusammenfassung	43
4.2.	Testreihe von 0 bis 98,1 N	44
4.2.1.	Zusammenfassung	46
4.3.	Entfernung zwischen Femuroberrand und Hautoberfläche	47
4.4.	Winkelmessung	49
4.5.	Zusammenfassung	51

III.	**Untersuchung**	52
1.	Auswahl der Probanden	52
2.	Datenerhebung	52
2.1.	Anamnese	52
2.2.	Anthropometrische Daten	52
3.	Ultraschall-Meßstelle	53
4.	Oberschenkelumfang an der Meßstelle	53
5.	Beschreibung des Versuchsaufbaus	54
5.1.	Kraftmeßstuhl	54
5.2.	Ultraschallgerät	56
5.3.	Foto-Kamera	56
6.	Durchführung der Kraftmessung	56
IV.	**Ergebnisse**	59
1.	Sportarten und Trainingszeiten	59
2.	Anthropometrische Daten	59
3.	Ultraschall-Meßstelle	63
4.	Oberschenkelumfang an der Meßstelle	63
5.	Kraftmessung und Flächenbestimmung des Muskelumrisses	64
6.	Berechnung verschiedener Kraft-Parameter	67
6.1.	Kraft/Flächeneinheit	68
6.2.	Kraft/Körpergewicht	68
6.3.	Kraft/fettfreie Körpermasse	68
6.4.	Kraft/fettfreie Körpermasse/Flächeneinheit	68

V.	**Diskussion**	70
1.	Methode	70
1.1.	Interpretationsprobleme des Ultraschallbildes	70
1.2.	Darstellungsmöglichkeiten des Muskelquerschnitts (MQ)	76
1.2.1.	Ultraschall-Darstellung	76
1.2.2.	Computertomographie (CT)-Darstellung	77
1.3.	Bestimmung der Muskelquerschnittsfläche (MQF)	80
1.3.1.	Abhängigkeit der Muskelquerschnittsfläche (MQF) von der Messposition	80
1.3.2.	Verfahren zur Vermessung und Berechnung der Muskelquerschnittsfläche (MQF)	81
1.3.3.	Zusammenfassung	86
1.4.	Methoden und Prinzipien der Kraftmessung	86
1.5.	Körpergesamtfettgehalt (KGF)	89
2.	Untersuchungsergebnisse	91
2.1.	Meßwerte: Isometrische Maximalkraft (MVC) und Muskelquerschnittsfläche (MQF)	91
2.1.1.	Zusammenfassung	94
2.2.	Anatomischer bzw. physiologischer Muskelquerschnitt, Sehnenansatzwinkel	95
2.3.	Muskelzusammensetzung	96
2.4.	Muskelfaser-Typen und Muskelfaserquerschnittsfläche	97
2.5.	Neurale Faktoren	102
2.6.	Einfluß von Extremitätenlänge und Hebelverhältnissen	103
2.7.	Kraft und intramuskulärer Blutfluß	105
VI.	**Zusammenfassung**	108
VII.	**Literaturverzeichnis**	111

Liste der verwendeten Abkürzungen

E : Energie
N : Nahverstärkung
Af : Anstiegsflanke
Ab : Anstiegsbeginn
MVC: maximal voluntary contraction
MQ : Muskelquerschnitt
QF : Querschnittsfläche(n)
MQF: Muskelquerschnittsfläche(n)
HFD: Hautfaltendicke
fK : fettfreie Körpermasse
KGF: Körpergesamtfettgehalt
BF : Berechnungsformel
HU : Houndsfield Units
IMB: intramuskulärer Blutfluß
VK : Variationskoeffizient
MS : Malserien
PT : Planimetriertage
CT : Computertomographie
MW : Mittelwert
I : Innenumriß
A : Außenumriß
F : Fahrarm des Planimeters

I. Einleitung und Fragestellung

Die Frage nach der Kraft menschlicher Muskeln und deren Verhältnis zur Muskelquerschnittsfläche (MQF) waren schon relativ früh ein Interessenschwerpunkt wissenschaftlicher Untersuchungen.

Die ersten Angaben über die Muskelkraft/cm² beruhten auf Messungen an Leichenmuskeln. Im Jahre 1846 gab Weber (96) im Mittel 8,152 N/cm² an, Hermann 1898 (46) 61,21 N/cm². Diese gemessenen Kraftwerte wurden als "absolute Muskelkraft" verstanden, obwohl nach der heutigen Definition von Hettinger die "relative Muskelkraft" gemessen worden ist. "Absolute Muskelkraft" beschreibt die Kraft einer unwillkürlichen Kontraktion, "relative Muskelkraft" diejenige einer willkürlichen Kontraktion (49).

Auch in der Definition von Franke 1920 (31) über die absolute Muskelkraft ist dieser Gegensatz enthalten, obwohl bereits Muskelstruktur (anatomischer vs. physiologischer Muskelquerschnitt) sowie Hebelverhältnisse und unterschiedliche Möglichkeiten der Innervation berücksichtigt werden. In einem komplizierten Verfahren berechnet er eine Muskelkraft von 108,9 - 178,05 N/cm². Haxton 1944 (45) und Morris 1948 (79) versuchen, die Ergebnisse der Kraft/cm² zu präzisieren, bleiben jedoch derselben Methodik verhaftet. Haxton berechnet den physiologischen Muskelquerschnitt und ermittelt eine Maximalkraft von 38,3 N/cm². Morris bemüht sich um die Erfassung des subcutanen Fettgewebes und errechnet eine Maximalkraft von 90,3 N/cm² für Männer und 69,7 N/cm² für Frauen.
Dynamometrische Untersuchungen der 60iger Jahre weisen auf eine relative Maximalkraft von 39,2 N/cm² und eine absolute Maximalkraft von 58,9 N/cm² hin. Die Werte sind für Männer und Frauen etwa gleich (47).
Jedoch sind auch diese Untersuchungen auf eine indirekte Bestimmung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) angewiesen.

Erst mit der Entwicklung bildgebender Verfahren, wie der Sonographie (Ultraschall) und später der Computertomographie sollte es möglich werden, diese Lücke zu schließen.

Ikai u. Fukunaga (56, 57) setzten als erste das Ultraschall-Verfahren zur Darstellung der Skelettmuskulatur ein. Aufgrund der noch wenig entwickelten Technik waren sie jedoch auf einen komplizierten Versuchsaufbau angewiesen, der es nur zuließ, die Muskelquerschnittsfläche (Oberarm-Flexoren) an der ruhenden, gestreckten Extremität zu messen, nicht also in der Stellung, in der sie die Kraftmessungen durchführten. Es ergab sich eine relative Maximalkraft von 61,8 N/cm². Dieser Wert wurde sowohl für Männer und Frauen als auch für Jugendliche und Erwachsene bzw. Trainierte und Untrainierte ermittelt. Aufgrund der größeren Muskelquerschnittsfläche (MQF) in der Stellung der Kraftmessung, die jedoch wiederum nur indirekt bestimmt werden konnte, verringerte sich der Wert auf 46,1 N/cm².

Young (103) bestimmte die Muskelquerschnittsfläche (MQF) des M. quadriceps femoris mittels Ultraschall und ermittelte 7,3 N/cm² für Männer und 6,4 N/cm² für Frauen, ohne jedoch die veränderte Muskelquerschnittsfläche (MQF) in der Kraftmeß-Stellung zu berücksichtigen.
Häggmark (44) verwendete als erster die Computertomographie (CT) zur Aufzeichnung der Muskelquerschnittsfläche (MQF). Er bestimmte jedoch nur die Muskelquerschnittsfläche (MQF) des M. quadriceps femoris und gesondert des M. vastus lateralis an spezifisch trainierten Sportlern und Untrainierten, führte aber keine Kraftmessungen durch.

Maughan (72, 73, 74) errechnete anhand der durch Computertomographie ermittelten Muskelquerschnittsfläche (MQF) des M. quadriceps femoris sowie Kraftmessungen der Kniestrecker die relative Maximalkraft, gültig für Männer, Frauen, Untrainierte, Kraftsportler, Marathonläufer und Sprinter. Sie schwankt zwischen 8,84 und 9,93 N/cm².

Auch in diesen Untersuchungen wurde die vergrößerte Muskelquerschnittsfläche (MQF) in der Kraftmessstellung nicht miteinbezogen.

In der vorliegenden Arbeit soll am M. rectus femoris mittels Ultraschall untersucht werden, ob sich unter isometrischer Kontraktion eine Veränderung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) ergibt. Unseres Wissens wird hier zum ersten Mal die Muskelquerschnittsfläche (MQF) in der Funktionsstellung, d. h. derjenigen Position, in der auch die Kraftmessung vorgenommen wird, bestimmt.

Der M. rectus femoris wurde gewählt, weil er auch unter experimentellen Bedingungen gut zugänglich ist und aufgrund seiner oberflächlichen Lage weitgehend frei ist von Überlagerungen anderer Strukturen.

Die Kraftmessung wird als isometrische (statische) Kniestreckung durchgeführt. Gemessen wird die relative Maximalkraft (MVC).
Es wird so vorgegangen, daß in einem ersten Schritt das auf dem Fernseh-Monitor "eingefrorene" Bild des kontrahierten Muskelumrisses abfotografiert wird. Von einem hergestellten Fotoabzug läßt sich der Muskelumriß auf Entwurfpapier übertragen. Dieser wird mit einem Planimeter umfahren und so die Muskelquerschnittsfläche (MQF) bestimmt.
Die im Laufe der Entwicklung der Methode erhaltenen Ergebnisse werden an einer Fallstudie überprüft.

Hollmann u. Hettinger (51) fassen die Faktoren, die die Größe der statischen Maximalkraft (MVC) bestimmen, folgendermaßen zusammen:
1. Muskelfaser-Querschnittsfläche
2. Muskelfaserzahl
3. Struktur
4. Muskelfaserlänge und Zugwinkel
5. Koordination
6. Motivation

Ein Teil dieser Faktoren, wie Muskelstruktur und Muskelfaserlänge ist nur über anatomische Studien zugänglich. So ist bekannt, daß der M. rectus femoris eine gefiederte Struktur aufweist (99). Deshalb wird durch eine Bestimmung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) im rechten Winkel zur Muskellängsachse nur der anatomische, nicht jedoch der physiologische Muskelquerschnitt gemessen. Dies wurde im Hinblick auf die oben genannten Vorteile vernachlässigt.

Andere Faktoren, wie Muskelfaser-Querschnittsfläche und Muskelfaserzahl - ergänzt werden müßte hier Muskelfaser-Typ - sind nur über invasiv-bioptische Methoden zu bestimmen.

Neuere Untersuchungen dieser Art sind sehr uneinheitlich, weisen jedoch auf eine Abhängigkeit der Maximalkraft (MVC) vom prozentualen Anteil der Typ II-Fasern sowie deren größerer Querschnittsfläche hin (u. a. 18, 26, 58, 87, 91).

Auch wurde für die Typ II-Fasern eine doppelt so große Kraft/Muskelfaser-Querschnittsfläche wie für die Typ I-Fasern gefunden (104).
Auf die Faktoren Zugwinkel, Koordination und Motivation kann ebenfalls nur in der Diskussion eingegangen werden.

Zusammengefaßt in 3 Punkten sei hier noch einmal die Fragestellung der vorliegenden Arbeit aufgeführt:

1. Kann der M. rectus femoris unter isometrischer Kontraktion mittels Ultraschall-Technik dargestellt werden?
2. Lassen sich hinsichtlich der Bestimmung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) auswertbare Fotoabzüge herstellen?
3. Ergibt sich eine Änderung des Muskelquerschnitts bei Kraftbelastung?
   Bezieht sich diese auf die Größe der Muskelquerschnittsfläche (MQF) oder lassen sich andere Parameter, wie z.B. Formänderung des Muskels bzw. Lage des Muskels zum Femur ermitteln?

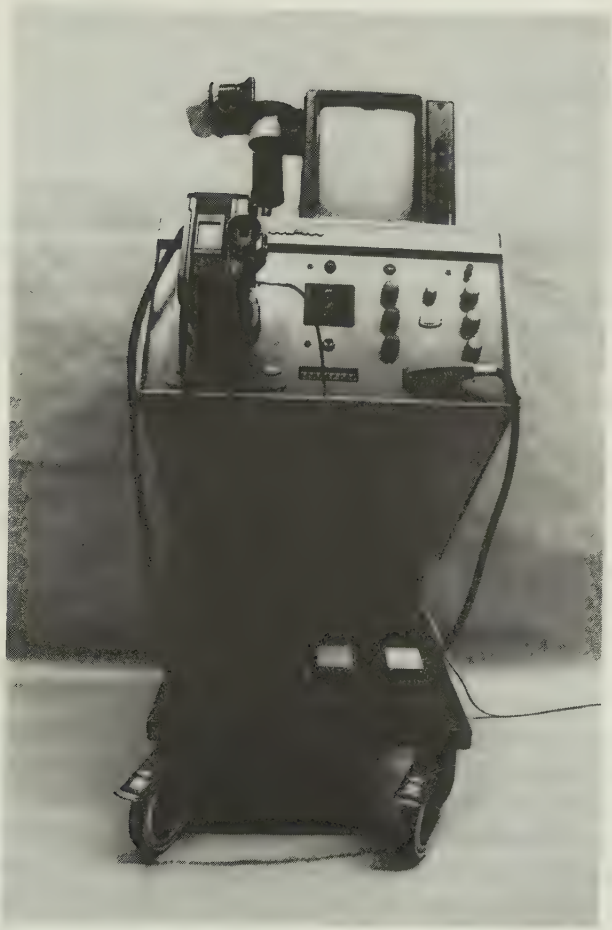


Abb. 1 **Ultraschallgerät mit bereits eingebauter Spiegel-Reflexkamera**

Foto-Kamera: Belichtungszeit (BZ) 4 sec., Blende (B) autom., ASA 100

Fotoabzug: Spezial-Fotopapier (S), BZ 2,5 sec., B 8

Maßstab: 1 : 5; der Maßstab 1 : 5 ist bei allen Fotoabzügen gleich und wird nicht mehr gesondert aufgeführt.

II. Entwicklung der Methode

1. Gerätebeschreibung

1.1. Ultraschallgerät

Anwendung fand der Combison^{R} 100, ein Sektor Real-Time-Scanner (B-scan-Gerät) der Fa. Kretztechnik GmbH. Die Anlage besteht aus **Grundgerät** mit entsprechender Elektronik, **eingebautem Bildschirm** mit gesteuerter **Polaroid-Kamera,** dem eigentlichen **Scanner** und einem angeschlossenen **Fernseh-Monitor** zur direkten Bildbeobachtung.

Der Bildaufbau geschieht mit dem Rotor-Scanner in der Weise, daß jeweils einer der fünf im Scanner eingebauten Schallköpfe ein 60°-Sektorbild, das aus 100 bzw. 135 Linien zusammengesetzt ist, zeichnet. Durch die Rotation des Scannerrades kann eine Bildfrequenz, je nach eingestellter Gewebetiefe, zwischen 15 und 30 Bildern/sec erreicht werden.

Die am Rand des Ultraschallbildes dargestellte 15-stufige Grauwerttreppe dient zur optimalen Einstellung von Helligkeit und Kontrast, sowohl des eingebauten Foto-Monitors als auch, getrennt von diesem, des angeschlossenen Fernseh-Monitors. Durch einen angeschlossenen Fußschalter, der während des Schallvorgangs gedrückt bleibt (Real-Time-Verfahren), kann durch Loslassen das gewünschte Bild fixiert oder "eingefroren" werden.

1.2. Scanner

Der Rotor-Scanner besitzt fünf fokussierte Schallköpfe mit einer Frequenz von 2,5 MHz bzw. 3,5 MHz.
Die vorhandene Wasservorlaufstrecke ermöglicht einen flexiblen, lückenlosen Kontakt zur Hautoberfläche, insbesondere an Körperrundungen, die nicht eindrückbar sind (z. B. kontrahierte Muskulatur).

1.3. Fernseh-Monitor

Er besitzt eine 21 cm Bildröhre. An den integrierten Armaturen rechts sind horizontale und vertikale Bildlage, Kontrast und Helligkeit getrennt einstellbar. Die Position der Bildlage erfolgt einmalig. Die Veränderung von Helligkeit und Kontrast richtet sich nach der Raumhelligkeit als auch der augenblicklich zu beurteilenden Strukturen.
Der Abbildungsmaßstab des Monitors ist 1 : 2/3. Das bedeutet, daß ein Zentimeter Gewebe als 2/3-Zentimeter auf dem Monitor abgebildet wird.
Die Ausrüstung für eine Maßstabswiedergabe im Verhältnis 1 : 1 ist möglich, aber an diesem Gerät nicht vorhanden.

1.4. Polaroid-Kamera

Der Verschluß der Kamera wird auf B eingestellt, die Blende auf 5,6. Das Ultraschallgerät und die Kamera sind mit einem Blitzkontakt verbunden. Die Bildaufhellung wird mit dem Regler (Innenarmaturen) so justiert, daß für das Auge eine deutliche Aufhellung bei Drücken der roten Taste (Innenarmaturen bei herausgenommener Kamera) eintritt.
Nach Drücken des Auslöseknopfes an der Frontplatte wird die Kamera vollautomatisch gesteuert. Zunächst wird das Bild dunkelgetastet und der Kameraverschluß geöffnet. Dann wird ein Bilddurchlauf hell getastet und fotografiert. Anschließend wird der Normalzustand wieder hergestellt.

1.5. Foto-Kamera

Die Polaroid-Kamera wurde durch eine **Spiegel-Reflexkamera** Typ Canon A-1 ersetzt.
Das zunächst verwendete 50 mm-Objektiv Typ Canon FD 1 : 1,8 wurde durch ein 100 mm-Objektiv Typ Canon FD 1 : 2,8 S.S.C. ersetzt. Hiermit ließ sich ein optimaler Bildausschnitt erreichen.
Zum Anschluß der Foto-Kamera an das Monitor-Gehäuse war der Adapter MFM 3 mit Tubus für Gewinde M 49 und ein Anpaßring

für M 55 (hier Cenei NL + 3) notwendig.
Die Kamera wurde auf einer Augenmuschel 4 S ausgestattet. Der angebrachte Fernauslöser gewährleistete erschütterungsfreies Auslösen.

2. Optimierung der Abbildungsqualität des Muskelumrisses auf der fotografischen Darstellung

2.1. Testobjekt und Vorgehensweise

Mit der beschriebenen Einrichtung in Verbindung mit der Canon A-1 wurden Aufnahmeserien hergestellt. Für die durchzuführenden Testreihen diente der willkürlich kontrahierte Musculus rectus femoris. Geschallt wurde im Sitzen, d. h. der Kniewinkel betrug etwa 90°, der Fuß war flach auf dem Fußboden aufgesetzt.
Die sich auf dem Fernseh-Monitor sowie entsprechend auf dem eingebauten Bildschirm darstellenden Bilder wurden "eingefroren" und abfotografiert.

2.1.1. Film-Material

Zunächst wurde ein Tri-X-Pan 400, dann ein Tri-X-Pan 800 verwendet. Ein weiterer Versuch mit einem Ilford XP-1 400 wurde sofort wieder verlassen. Bei der Auswertung des kostengünstigeren Agfa-Pan 100 ergaben sich keine Nachteile bezüglich der Bildqualität gegenüber vorgenannten. Mit diesem Film-Material wurde die gesamte weitere Arbeit durchgeführt.

2.1.2. Filmentwicklung

Die Filmentwicklung wurde als Dosenentwicklung durchgeführt.
1) Neofin Blau 1 Ampulle/500 ml Wasser
2) 6,5 min entwickeln; dies entspricht einem Film-Gamma von 0,6

3) 10 min fixieren
4) 10 min wässern

2.1.3. Fotoabzug

Die Fotoabzüge werden in der Größe 18 x 24 cm, Marke Brovira gewählt.
Testreihen der Fotoabzüge mit verschiedenem Fotopapier - weich (W), normal (N), spezial (S) wurden durchgeführt. Das S-Papier erwies sich als am geeignetsten in der Darstellung des Muskelumrisses. Im W-Papier stellten sich die Strukturen (z. B. Muskelfaszie) verwaschen dar. Im N-Papier wurden oft zuviele Echos verschluckt und damit der Muskelumriß zu unvollständig abgebildet.
Die Blende bei der Fotopapierbelichtung wird zunächst auf 5,6, dann auf 8 standardisiert. Belichtungs- und Entwicklungszeit des Fotopapiers richten sich nach dem vorgegebenen Negativ. Der Abbildungsmaßstab vom Negativ zum Positiv wird auf 1 : 5 festgelegt.

2.2. Einstellung des Ultraschallgeräts

2.2.1. Justieren der Bild-Einstellregler (Innenarmaturen)

Nach Herausnehmen des Kamera-Einsatzes befinden sich rechts die Einstellregler.

2.2.1.1. Foto-Aufhellung

Wird die rote Taste gedrückt, so kann die während der Aufnahme wirksame Erhöhung der Grundhelligkeit am Bildschirm beobachtet werden.
Für die korrekte Einstellung wurde durch Testreihen die größte Aufhellung sowie die größte Abdunkelung ermittelt, bei der noch ein fotografisches Bild zustandekommt. Anschließend wurde innerhalb dieses Bereiches eine dreistufige Einteilung angezeichnet.

Anhand der Bewertung der Grauwertabstufung auf den Fotoabzügen ergab sich die optimale Foto-Aufhellung, künftig als eins (1) bezeichnet.

2.2.1.2. Schraubenzieherregler Foto-Kontrast

Hier wurde ebenfalls der fotografisch verwendbare Bereich ermittelt. Innerhalb dessen führt eine dreiteilige Skala über Testserien zur optimalen Einstellung. Diese wird im folgenden ebenfalls mit eins (1) angegeben.

2.2.1.3. Bildschärfe

Zur Einstellung der größtmöglichen Bildschärfe eignen sich die am Fernseh- oder Foto-Monitor sichtbaren Bildlinien.

2.2.1.4. Helligkeit und Kontrast

Diese beiden Regler werden so eingestellt, daß alle Stufen der Referenz-Grauwerte am Bildrand einwandfrei unterscheidbar sind und auch auf den Fotoabzug übertragen werden.

2.2.1.5. Bildlage horizontal und vertikal

Diese wird so eingestellt, daß beim unvergrößerten Bild die Sektorlängsachse in der Mitte der Bildschirmlängsachse liegt und das Sektorbild in der Horizontalen vollständig und in der Vertikalen bis mindestens zur 15. Grauwertstufe dargestellt wird.

2.2.2. Einstellung der Bedienungselemente (Außenarmaturen)

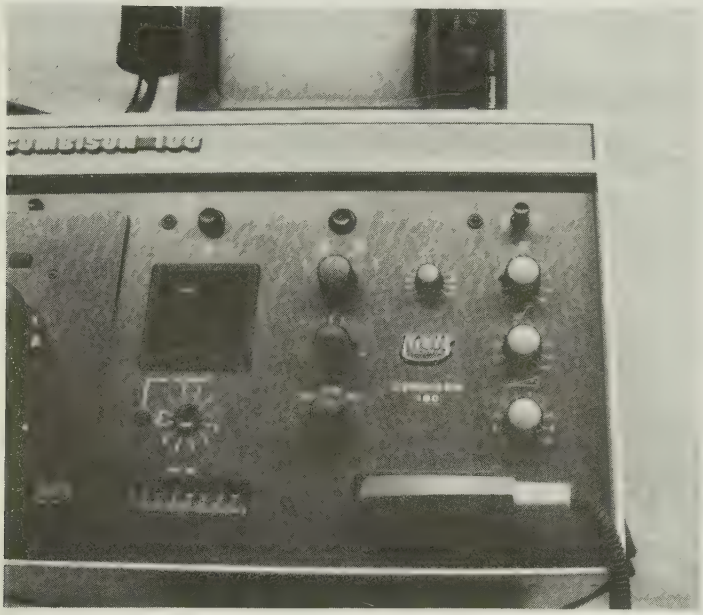


Abb. 2 Ultraschallgerät mit Außenarmaturen

Foto-Kamera: BZ 4 sec., B autom., ASA 100

Fotoabzug: S, BZ 2 sec., B 8

2.2.2.1. Scannerkontrolle

Mit diesem Schalter kann das Bild wahlweise auf 100 Linien (höhere Bildfrequenz) oder 133 Linien (niedrigere Bildfrequenz) eingestellt werden. Für unseren Zweck erwies sich die Einstellung auf 100 Linien als günstiger, weil die zum Muskelumriß gehörenden Echos aufgrund der größeren Abstände zwischen den Linien optisch besser getrennt werden können von umliegenden Strukturen. Dies trifft für Fernseh-Monitor und Fotoabzug zu.

2.2.2.2. Scannerdrehzahl (Gewebetiefe)

Diese kann so eingestellt werden, daß bei einer gegebenen Untersuchungstiefe die höchstmögliche Bildfrequenz erreicht wird. Für unsere Aufnahmen wurde eine Einstellung gewählt, die die 15. Grauwertstufe gerade in der Breite aufzeichnet, wie jede der Abstufungen von 1 - 14.
Damit ist eine ausreichende Gewebetiefe erreicht (Femuroberrand und Pars intermedius des M. quadriceps femoris bis zur Hautoberfläche) bei maximal hoher Bildfrequenz. Außerdem kann auf diese Weise eine vollständige Beurteilung der 15-stufigen Grauwertskala auf den Fotoabzügen erfolgen.

2.2.2.3. Steuerknüppel der Meßeinrichtung (Caliper)

Durch Drehen nach rechts wird der Caliper eingeschaltet. Der Meßkreis-Radius wird ebenfalls durch Drehung variiert. Die Position des Meßkreises auf dem Fernseh-Monitor läßt sich durch Verschieben des Steuerknüppels verändern. Streckenmessung erfolgt so, daß der Kreismittelpunkt mit einem der beiden Meßpunkte zur Deckung gebracht wird. Durch entsprechendes Drehen des Steuerknüppels wird der Kreisumfang bzw. der Schnittpunkt einer der vier Pole des Fadenkreuzes mit dem Kreisumfang auf den zweiten Meßpunkt eingerichtet.
Die Entfernung in Millimeter kann an der Anzeige rechts oben auf dem Fernseh-Monitor abgelesen werden (Maßstab berücksichtigen).

2.2.2.3.1. Überprüfung der Caliper-Symmetrie

Der zu Beginn der Arbeit nicht bekannte Maßstab von 1 : 2/3 und anscheinend zu große Meßtoleranzen veranlaßten uns zu einer Überprüfung der Caliper-Symmetrie.
Dies wurde auf drei verschiedene Vorgehensweisen durchgeführt.

a) Einstellen des Meßkreises auf 10 mm in Monitor-Bildmitte. Aufkleben eines Entwurfpapiers. Abtragen von

10 mm-Stufen bis 90 mm nach allen vier Richtungen. Feststellen der Abweichungen durch linealgenaues Messen.

b) Wiederum einstellen des Meßkreises auf 10 mm in Monitor-Bildmitte. Abtragen von 10 mm-Stufen nach allen vier Richtungen auf dem Fernseh-Monitor mit einem dünnen Stift. Anschließendes Übertragen auf Entwurfpapier und linealgenaues Abmessen.

Bei der Beurteilung der Caliper-Symmetrie anhand dieser zwei Meßvorgänge und deren Abweichungen bleibt zu berücksichtigen, daß

1) eine Verschiebung des Fadenkreuzes erfolgen kann durch Auf- und Zudrehen der Millimeter-Skala am Steuerknüppel.

2) durch die Wölbung der Monitorglasscheibe und deren Entfernung vom tatsächlichen Bild ein Meßfehler entstehen kann, weil ein rechtwinkliger Blickwinkel zum Fernseh-Monitor nicht genau eingehalten werden kann.

Diese Fehlerquellen können bei folgendem Verfahren ausgeschlossen werden.

3) Abfotografieren des Fadenkreuzes in 10 mm-Stufen von 20 - 90 mm. Vermessen des Fadenkreuzes auf den Fotoabzügen. Gemessen wird die Entfernung von Fadenkreuzmittelpunkt bis Schnittpunkt der Fadenkreuzachsen mit dem Caliperkreis.

Anfang- und Endpunkte der Meßstrecke bilden jeweils die Mittelpunkte der im Fotoabzug weiß dargestellten Linien.

Tabelle 1 Überprüfung der Caliper-Symmetrie Methode a)

(10 mm Caliper-Anzeige = 6,6 mm Naturgröße)

Abweichungen vom Soll-Wert 6,6 mm in Millimeter

mm	10	20	30	40	50	60	70	80	90
oben	-	-0,2	-	-	-	-	+0,4	+0,9	+0,4
unten	-0,3	-	-	-0,6	+0,4	+0,4	-	+0,4	+0,4
links	+0,3	-	-0,4	+0,2	+0,4	-0,6	-0,1	+0,4	-0,1
rechts	-	-	-	-	+0,4	-0,6	+0,2	+0,9	-0,1

Tabelle 2 Methode b)

mm	10	20	30	40	50	60	70	80	90
oben	-0,6	-	+0,2	+0,2	-	+0,3	+0,3	+1,3	-0,6
unten	-	+0,3	-0,6	+0,4	+0,2	-	-	+1,6	-1,1
links	+0,3	-	-	-	+0,2	+0,2	+0,2	+0,9	-0,4
rechts	-0,3	+0,5	+0,3	-0,1	+0,4	-	-	+1,2	-1,1

Tabelle 3 Methode c)

mm	oben	unten	links	rechts
20	20,6	20,6	20,3	20,3
30	31,5(30,9)	31,0(30,9)	30,8(30,45)	30,5(30,45)
40	42,0(41,2)	41,3(41,2)	41,5(40,6)	40,7(40,6)
50	52,6(51,5)	- (51,5)	52,0(50,75)	51,0(50,75)
60	63,5(61,8)	- (61,8)	62,5(60,9)	61,2(60,9)
70	74,2(72,1)	- (72,1)	73,4(71,05)	72,2(71,05)
80	84,5(82,4)	- (82,4)	83,8(81,2)	82,8(81,2)
90	96,2(92,7)	- (92,7)	- (91,35)	93,8(91,35)

1) Zahlen ohne Klammer: kontinuierliche Messung vom Nullpunkt

2) Zahlen in Klammer: auf 20 mm-Werte ins Verhältnis gesetzt

3) Die Abstände "unten" 50 - 90 mm, bzw. "links" 90 mm fielen aufgrund der begrenzten Größe der Monitor-Bildfläche heraus.

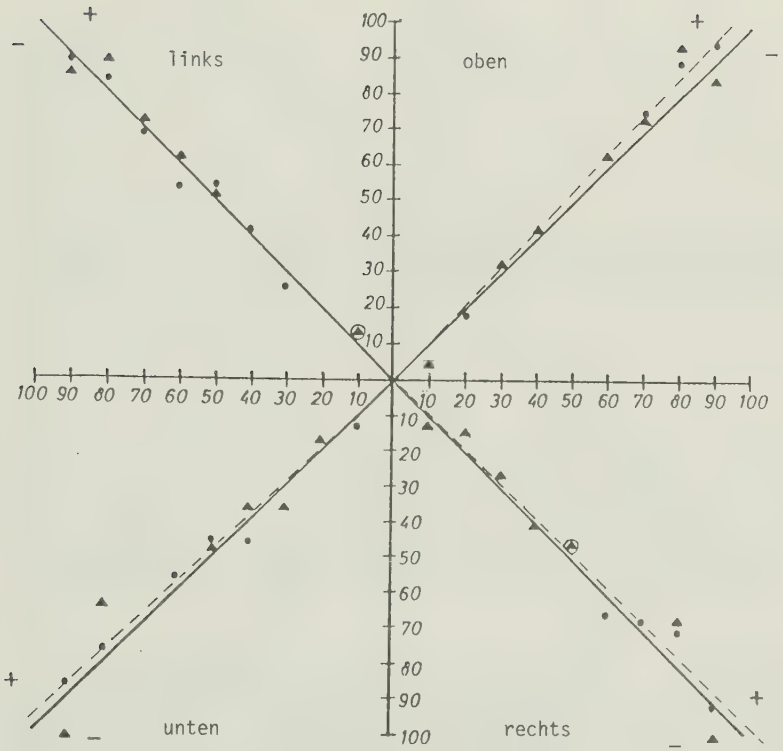


Abb. 3 Überprüfung der Caliper-Symmetrie

Methode a) ▲
Methode b) •
Darstellung ohne Abweichungsfehler ——

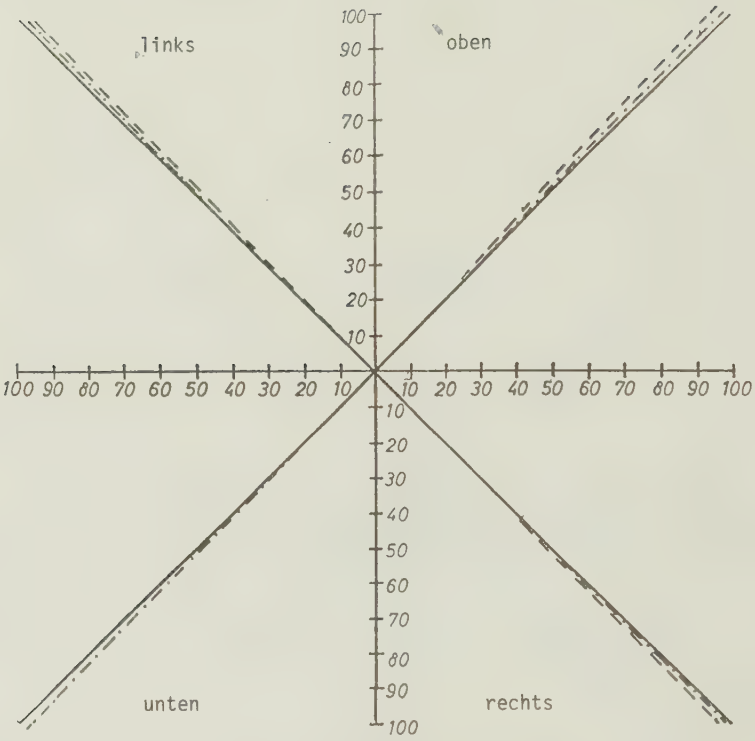


Abb. 4 **Überprüfung der Caliper-Symmetrie**
Methode c) kontinuierliche Messung vom Nullpunkt – – – –
bezogen auf 20 mm-Werte —·—·—
Darstellung ohne Abweichungsfehler ————

Die Ergebnisse zeigen zwischen 10 und 30 mm eine hohe, ab 30 mm eine geringgradig, linear abfallende Meßgenauigkeit des Calipers.

2.2.2.4. Umschalter für Bildorientierung

Dieser wird so eingestellt, daß die linke Seite des Probanden links im Bild erscheint. Die Graukeilabstufung befindet sich dann ebenfalls links im Bild.

2.2.2.5. Auslösetaste für Foto-Kamera

Siehe 1.4. Polaroid-Kamera

2.2.2.6. Empfindlichkeitsregler (E)

Hiermit wird die Sender-Intensität geregelt. Bei voll aufgedrehter E liegt die Intensität nicht über 3 mW/cm^2. Der Regler sollte nur soweit aufgedreht werden, daß die zu beurteilenden Strukturen die größte Helligkeit haben, jedoch nicht zu breit gezeichnet werden.
Bei den fotografischen Testreihen war eine optimale Bildqualität sowohl bei Stufe 10 (maximal) als auch bei niedriger Einstellung (2 oder 3) zu erreichen. Diese hängt von der jeweils gewählten Nahverstärkung (N) ab.

2.2.2.7. Nahverstärkung (N)

Da nahe der Hautoberfläche die Echostärke am größten ist, muß dort die Verstärkung vermindert werden, damit das Bild keine Übersteuerung zeigt. Nahe der Hautoberfläche sollen bereits Gewebestrukturen erkennbar sein. Die geeignete Einstellung ist abhängig von E und liegt zwischen 2 und 4.

2.2.2.8. Anstiegsflanke (Af)

Mit diesem Regler werden die Absorptions- und Reflexionsverluste im Gewebe kompensiert (Tiefenausgleich). Angestrebt wird eine möglichst gleiche Grauwertverteilung bei einem homogenen Gewebe (z. B. Leber). Entsprechend der zu beurteilenden Struktur erfolgt die Variierung. Der Regler wird auf 3 bzw. 4 eingestellt, wiederum abhängig von E und N.

2.2.2.9. Anstiegsbeginn (Ab)

Hiermit wird eingestellt, in welcher Gewebetiefe der Regler "Anstiegsflanke" zu wirken beginnt. Er wird nur verwendet,

wenn wie zu unserem Fall eine Wasservorlaufstrecke vorhanden ist. Störende Echos werden am besten vermieden, wenn der Regler auf 11 bzw. 12 (maximal) steht.

2.3. Einstellung und Überprüfung der Fotokamera-Belichtung

Bei der Einstellung der Foto-Kamera war ein ebenso sorgfältiges Testen der verschiedenen Variablen wie ASA-Zahl, Belichtung automatisch bzw. manuell, Belichtungszeit notwendig.
Über den Schnittbildsucher wird das Bild am Fotomonitor scharfgestellt. Anschließend wird das Sucherfenster geschlossen, damit beim Auslösevorgang kein Fremdlicht einfallen kann. Der Blitzkontakt wird angeschlossen.
Verwendung findet wie beschrieben der Agfa-Pan 100.
Die erste Belichtungsreihe diente dazu nachzuprüfen, bei welcher Belichtungszeit gerade noch ein fotografisches Bild entsteht. Die Grenze liegt bei 1/15 sec.
Um von der Bildschreibegeschwindigkeit des Scanners unabhängig zu sein, wählten wir eine Belichtungszeit von 1/4 sec bei einer jetzt vorgegebenen Blende von 4,5, später 1/2 sec bei Blende 5,6. Gleichbleibende Einstellung von Ultraschallgerät und Foto-Kamera ergab dennoch keine Konstanz der Fotoabzugsqualität.
Ein Defekt am Ultraschallgerät oder der Foto-Kamera lag nahe. Zur Überprüfung wurden Vergleichsreihen mit einem anderen Ultraschallgerät desselben Typs sowie einer Foto-Kamera Typ Olympus OM-2 durchgeführt.

2.3.1. Vergleich zweier Ultraschallgeräte gleichen Typs und zwei verschiedener Foto-Kameras

Mit folgender Gerätezusammensetzung bei immer gleicher Einstellung des Ultraschallgeräts und der Foto-Kameras wurden Testreihen durchgeführt.

a) Fremdes U-Schallgerät[1], fremder Scanner, fremde Foto-Kamera (OM-2)
b) Fremdes U-Schallgerät, fremder Scanner, eigene Foto-Kamera (A-1)
c) Fremdes U-Schallgerät, eigener Scanner, fremde Foto-Kamera (OM-2)
d) Fremdes U-Schallgerät, eigener Scanner, eigene Foto-Kamera (A-1)

Über die Auswertung der Fotoabzüge konnte ein Fehler am Ultraschallgerät ausgeschlossen werden. Eine konstante Filmbelichtung ließ sich dennoch nicht erzielen.

2.3.2. Belichtungsüberprüfung mit einer Fotomeßzelle

Ein weiterer Versuch bestand darin, mögliche Lichtänderungen auf dem Bildschirm festzuhalten, die die Filmbelichtung beeinflussen könnten.
Dazu wurde eine Fotomeßzelle, Typ SPOTRON PROFESSIONAL Nr. 1712 bei herausgenommenem Kameragehäuse in konstantem Abstand auf den Bildschirm gehalten. Um weitere Fehlerquellen auszuschließen, wurde der Raum völlig abgedunkelt. Gemessen wurde bei jeder Änderung der Einstellregler am Ultraschallgerät. Meßpunkt war die Grauwertskala, die in drei Bereiche eingeteilt wurde: 1-3 hell, 6-9 mittel, 11-14 dunkel.

Tabelle 4 Foto-Meßzelle

	Meßpunkte	Meßwerte
Graukeilstufen	1- 3	17
" "	6- 9	16
" "	11-14	15
Bildmitte in Höhe Hautoberfläche bis Muskeloberrand		16,6

Da die Differenzierungsmöglichkeit anhand der Meßwerte so gering war, konnten bezüglich der Änderung der Lichtverhältnisse auf dem Bildschirm keine Schlußfolgerungen gezogen werden.

---

[1] Mein Dank gilt den Herren Drs. Tippmann und Körnig in Esslingen für die großzügige Bereitstellung ihres Ultraschallgeräts

2.3.3. Automatische Fotokamera-Belichtung

Als Konstante wurde eine Blende von 5,6 vorgegeben. Die Belichtungszeit übernahm die Fotokamera-Automatik. Variiert wurde die ASA-Zahl an der Rändelschraube der Foto-Kamera. Bei Testreihen ergaben sich die besten Ergebnisse bei 650 ASA. Im Laufe der weiteren Anwendung dieser Einstellung zeigte sich auch hier eine absolute Inkonstanz der Filmbelichtung, die aber keiner Regelmäßigkeit folgte.

2.3.4. Vergleich zweier Foto-Kameras gleichen Typs

Zur Bestätigung der in 2.3.3. beschriebenen Situation wurden Ultraschallgerät und Foto-Kamera in einer konstanten Einstellung belassen. Ein Testbild wurde "eingefroren" und in unterschiedlichen Zeitabständen (minimal 3 sec - maximal 5 min) abfotografiert.
Ursachen für diese Unregelmäßigkeit wurden einerseits in einem Defekt der Kamera, zum anderen in einer nachlassenden Batteriespannung der Kamerabatterie aufgrund von Langzeitaufnahmen gesucht.
Konstante Einstellung von Ultraschallgerät und Foto-Kamera vorausgesetzt, wurden folgende Untersuchungsreihen durchgeführt.

I. 1) Canon A-1 (a) mit alter Batterie
   2) Canon A-1 (a) mit neuer Batterie

II. 1) Canon A-1 (b) mit alter Batterie
    2) Canon A-1 (b) mit neuer Batterie

In jeder der vier Kombinationen wurde dasselbe "eingefrorene" Testbild in verschiedenen Zeitabständen (s.o.) abfotografiert.
Die Auswertung ergab keinen Hinweis für einen Kameradefekt oder eine entladene Batterie.

2.3.5. Belichtungszeit-Vorgabe an der Foto-Kamera

Diese Mißerfolge führten zurück zum Belichtungssystem der Foto-Kamera. Sie speichert die ermittelte Belichtungszeit den Bruchteil einer Sekunde vor dem Auslösevorgang.
Bei Blende 5,6 schwankt die automatische Belichtungszeit der Foto-Kamera zwischen 0,7 - 1,5 sec.
Die Bildfolge am Ultraschallgerät beträgt zwischen 15 und 30 Bildern/sec.
Der Zusammenhang dieser Größen legt nahe, daß bei vielen Belichtungsvorgängen eine länger oder kürzere Belichtungszeit als die gespeicherte erforderlich wäre, weil die Bildhelligkeit des Foto-Monitors sich entsprechend des Bildaufbaus laufend ändert.
Um diesen Störfaktor auszuschließen, gaben wir eine Belichtungszeit an der Foto-Kamera von 4 sec vor. Bei einer ebenfalls vorgegebenen Blende von 11 erhielten wir konstant belichtetes Film-Material.
Verbessern ließ sich die Qualität der Fotoabzüge noch dadurch, daß der Blitzkontakt abgezogen wurde.

2.3.6. Zusammenfassung

Einstellung des Ultraschallgeräts:

a) Einstellregler (Innenarmaturen): Foto-Aufhellung 1
Schraubenzieherregler-Foto-Kontrast 1

b) Bedienungselemente (Außenarmaturen):

Scannerkontrolle:	100 Linien			
Scannerdrehzahl:	bis zur 15. Grauwertstufe			
Umschalter für Bildorientierung:				
Empfindlichkeitsregler	(E) :	10	2	3
Nahverstärkung	(N) :	2	4	3
Anstiegsflanke	(Af):	4	3	3
Anstiegsbeginn	(Ab):	12	12	11

Einstellung der Foto-Kamera

Blende:	11
Belichtungszeit:	4 sec
ASA 100:	bei Blenden und Belichtungszeitvorgabe unerheblich
Sucherfenster:	geschlossen
Blitzkontakt:	abgezogen

3. Frage des vertikalen Scanner-Streuwinkels (Schallkeulendicke)

Das vom Schallkopf vermittelte Bild auf dem Monitor gleicht einem Sektor, der sich aus einer Anzahl von Linien (hier 100) im Sinne einzelner Ultraschall-Ereignisse zusammensetzt. Dieser hat einen Winkel von 60°.
Diesen Winkel bezeichnen wir als Schallkeulenbreite (Y-Achse).
Der vertikale Streuwinkel wird als Schallkeulendicke (Z-Achse) bezeichnet.

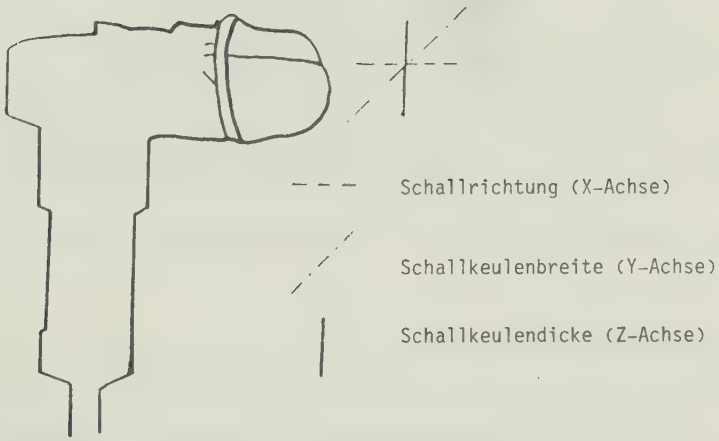


Abb. 5a **Schematische Darstellung der Abb. 5b mit Schallrichtungen nach Bönhof et al. (6)**

Abb. 5b **Darstellung des Scanners in Seitenansicht**

Foto-Kamera: BZ 1/60 sec. (Blitzbelichtung), B autom., ASA 100

Foto-Abzug: S, BZ 1 sec., B 8

Die Frage nach der Schallkeulendicke ist aus folgendem Grund bedeutsam:
Der zu planimetrierende Muskelumriß (Fotoabzug) stellt einen Querschnitt durch den Oberschenkelmuskel dar. Würde sich dieser aus einer nicht näher bekannten Strecke durch vertikale Streuung zusammensetzen, also nicht punktförmig sein, könnte sich folgende Fehlerquelle ergeben.

Fallen in die zu schallende "Strecke" Änderungen bzw. Unregelmäßigkeiten des Muskelquerschnitts, ergibt sich aufgrund der integrierten Darstellung zu einem zweidimensionalen Bild ein Durchschnittswert, der eine punktförmige Schallrichtung vortäuscht. Gemessene Werte an verschiedenen Probanden wären dadurch nicht mehr vergleichbar.
Um die Tätigkeit des Scanners zur punktförmigen Darstellung zu überprüfen, wurden verschiedene Experimente durchgeführt.

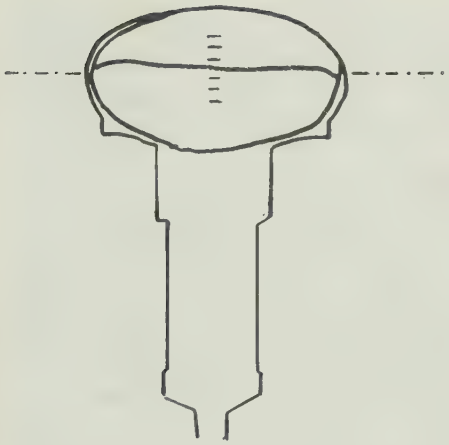
Voraussetzungen

a) Der Gummi-Sack des Schallkopfes wird prall mit Wasser gefüllt. Dies dient dazu, seine Lageänderungen bei den Messungen möglichst gering zu halten.
b) Der Schallkopf wird in eine entsprechend angefertigte Vorrichtung eingespannt und fixiert.
c) Die Mitte des Schallkopf-Gehäuses wird beiderseits angezeichnet. Davon ausgehend wird mit einem wasserfesten Filzstift die Mittellinie auf dem Gummi-Sack eingezeichnet und Abstände von je 5 mm nach rechts und links abgetragen (bis jeweils 30 mm).

Abb. 6a Oberfläche des Gummi-Sacks der Wasservorlaufstrecke des Scanners mit angezeichneter Skala

Foto-Kamera: BZ 4 sec., B autom., ASA 100

Fotoabzug: S, BZ 1 sec., B 8



Schallkeulenbreite
(Y-Achse)

Abb. 6b **Schematische Darstellung der Abb. 6a mit eingezeichneter Y-Achse**

3.1. Scannen von zwei Plastikverschlüssen

Vermessen wurde zunächst ein runder Plastikverschluß. Sein Durchmesser betrug 29 mm auf der geschlossenen und 30 mm auf der offenen Seite.
Beide Seiten des Verschlusses wurden in oben beschriebenen 5 mm-Abständen gescannt und mit dem Caliper gemessen. Dazu wurde der Plastikverschluß-Durchmesser mit der Scannermitte zur Deckung gebracht und von hier aus in 5 mm-Abständen nach rechts oder links verschoben. Unerwarteterweise stellte sich bei 20 mm außerhalb der Mitte - also im äußeren Bereich der Schallkeulendicke (Z-Achse) - ein annähernd gleich großes Echo wie in Scannermitte dar. Der Versuch wurde unter konstanten Bedingungen wiederholt mit einem quadratischen Plastikdeckel mit einer Seitenlänge von 28 mm, sowohl an der geschlossenen als auch der offenen Seite. Die Auswertung entsprach der des obigen Versuchs. Diese Ergebnisse legten nahe, daß ein vertikaler Streu-

winkel vorhanden ist.[2]
Nochmalige Wiederholung der beiden Versuche zeigte einen methodischen Fehler. Das verwendete Material (Plastik) wird von den Ultraschallwellen nicht durchdrungen, so daß sich nur relativ schwache Echos durch Oberflächenreflexe darstellen.
Um guten Kontakt mit der Scanner-Oberfläche zu haben und ausreichende Echos zu erhalten, ging jeder Meßvorgang - insbesondere je weiter lateral man sich befindet - aufgrund des Auflagedrucks mit einer Verschiebung des Gummi-Sackes in Richtung Scannermitte einher. Das bedeutet, daß Werte, die beispielsweise für 20 mm außerhalb der Scannermitte bestimmt werden, in Wirklichkeit weniger weit von der Scannermitte entfernt liegen.
Die Ergebnisse bei Wiederholung waren jetzt weniger ausgeprägt, weisen aber immer noch auf einen vertikalen Streuwinkel hin. Eine genauere Methode war erforderlich.

3.2. Scannen organischer Objekte

Versuche, organische Strukturen bekannten Durchmessers zu scannen, schlugen zunächst fehl, weil sich höchstens die Hälfte des tatsächlichen Durchmessers abbilden ließ.
Auch ein an der Leiche präparierter und im unfixierten Zustand geschallter M. rectus femoris führte nicht weiter. Zum einen verformt sich der Muskel unter dem Auflagedruck des Schallkopfs (ca. 1 kg). Damit ändert sich auch die Muskelquerschnittsfläche. Zum anderen läßt sich keine Aussage machen über den vertikalen Streuwinkel, weil sich die Muskelquerschnittsfläche kontinuierlich ändert, diese Änderung aber nicht bekannt ist.

---

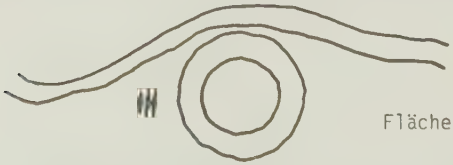
[2] Das Problem wurde Herrn Ing. K. Föck von der Vertriebsgesellschaft für Röntgen- und Medizintechnik mbH in Heidelberg vorgetragen.
Einen konstruktionsbedingten Einfluß des Ultraschallgeräts wollte er nicht ausschließen, obwohl die Schallköpfe fokussierend arbeiten müßten. Untersuchungen dieser Art seien ihm keine bekannt, da sich noch niemand damit beschäftigt hätte.

3.2.1. Konstruktion und Scannen eines Fleischzylinders

Geeignet schien eine Struktur, deren natürlicher Durchmesser bekannt ist und die vollständig mit bindegewebiger Faszie umgeben ist.
Diese Form wurde folgendermaßen hergestellt und geschallt: Eine Fleischscheibe, die gleichmäßig mit Faszie überzogen ist, wird so zugeschnitten und zusammengenäht, daß sie einen 100 ml Meßzylinder ausfüllt. Hohlräume in der Mitte des Zylinders werden mit Fleisch aufgefüllt. Der Meßzylinder wird mit Formalin 40 % gefüllt.
Die so fixierte Fleischrolle bildet den nötigen Widerstand gegen Verformungen unter dem ca. 1 kg schweren Scanner. Der bekannte, kontinuierlich vorhandene Durchmesser bleibt erhalten. Das Gebilde stellt sich beim Scannen **vollständig** dar. Es wird einmal direkt, d. h. auf einer festen Unterlage liegend, gescannt.
Eine andere Möglichkeit besteht darin, die Fleischrolle in einen durchsichtigen Plastikbeutel, der mit Koppelungsgel gefüllt ist, einzubringen. Damit wird eher eine in vivo ähnliche Situation geschaffen. Auch läßt sich aufgrund des Abstandes zwischen Gummi-Sack und Fleischrolle deren Oberrand besser abgrenzen.
Störfaktor dieser Technik sind oftmals Luftblasen im Koppelungsgel.

Abb. 7a **Abbildung des Fleischzylinders (100 ml) im Querschnitt**

Foto-Kamera: BZ 1/2 sec., B 5,6
Fotoabzug: S, BZ 1,5 sec., B 5,6
Ultraschallgerät: E 10, N 2, Af 4, Ab 12



Fläche nach Außenumriß: 4,3 cm²

Abb. 7b **Schematische Darstellung des Fleischzylinder-Querschnitts aus Abb. 7a (Außen- u. Innenumriß)**

3.2.1.1. Zusammenfassung

Es war gelungen, ein gleichmäßiges Gebilde bekannten Durchmessers vollständig auf dem Bildschirm abzubilden und fotografisch zu erfassen.
Auf diese Weise konnte gleichzeitig der Abbildungsmaßstab von 1 : 2/3 überprüft werden.

3.2.2. Weiterentwicklung des Modells zur Überprüfung des vertikalen Scanner-Streuwinkels (Schallkeulendicke)

Um diese bestimmen zu können, wurde eine zweite Fleischrolle analog der ersten hergestellt, die einen 200 ml Meßzylinder ausfüllt. Die beiden Fleischrollen wurden ineinander gesteckt.
In dieser Konstruktion ist die Bedingung einer einmaligen Änderung des Durchmessers an einer bekannten Stelle erfüllt.

a) 100 ml-Zylinder
b) 200 ml-Zylinder
c) Faszie

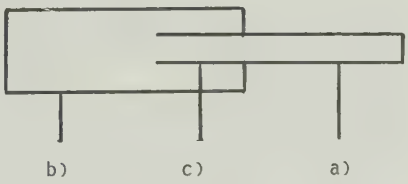


Abb. 8 Schematische Darstellung der Fleischzylinder-Konstruktion

Als Punkt 0 wird die Stelle der Durchmesseränderung angenommen. Von dort aus werden mit einem wasserfesten Filzstift in beiden Richtungen zunächst fünf 1 mm-Abstände, dann 5 mm-Abstände markiert.

Beim Sonographieren zeigte sich, daß sich gerade jener Teil, in dem die Fleischrollen zusammengesteckt sind, nicht vollständig abbildet.
Zu vermuten ist, daß es die Faszie der kleinen Fleischrolle ist, die von den Ultraschallstrahlen zu stark reflektiert wird und so die vollständige Darstellung verhindert.
Das sorgfältige Abpräparieren der Faszie der kleinen Fleischrolle bis genau zum Übergangsbereich bestätigt diesen Gedanken.

a) 100 ml-Zylinder
b) 200 ml-Zylinder
c) Faszie abpräpariert

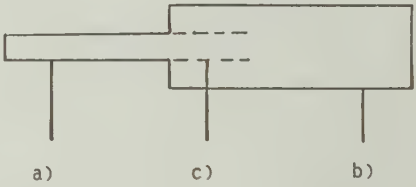


Abb. 9 Schematische Darstellung der Fleischzylinder-Konstruktion mit abpräparierter Faszie

Der Überlappungsbereich der beiden Fleischrollen bildet sich jetzt ebenfalls ab.
Der Schallvorgang wird von beiden Seiten, zunächst in 5 mm-Abständen, dann in 1 mm-Abständen durchgeführt.
Der Übergang von großer zu kleiner Fleischrolle bewirkt eine leichte Deformierung des Gummi-Sacks und damit eine nicht mehr genau kontrollierbare Mitteneinhaltung des Schallkopfs. Aufgrund dieser meßtechnischen Schwierigkeiten sollte von einem vertikalen Streuwinkel von plus/minus 2 mm ausgegangen werden.

3.3. Musculus rectus femoris längsgeschallt

Folgendes Experiment stützt die Aussage eines nur geringen vertikalen Streuwinkels. Der M. rectus femoris wurde längsgeschallt, fotografiert und auf Entwurfpapier übertragen.

Abb. 10a **M. rectus femoris längsgeschallt**
Position: im Kraftmeßstuhl, 0 N,
Kniewinkel 110°

Foto-Kamera: BZ autom., B 5,6, ASA 650
Fotoabzug: S, BZ 1,3 sec., B 5,6
Ultraschallgerät: E 10, N 2, Af 4, Ab 12

Anhand einer rechtwinkeligen Hilfskonstruktion wird der Abstand zwischen Muskelober- und -unterrand ermittelt. Da dieser mit geringen Abweichungen - erklärbar durch tatsächliche Streckenänderungen - konstant bleibt, können die in 3.2.2. ermittelten Grenzen des vertikalen Streuwinkels von plus/minus 2 mm beibehalten werden.

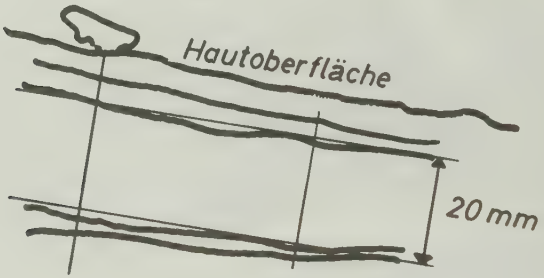


Abb. 10b **Zeichnerische Hilfskonstruktion zur Bestimmung des Muskeldurchmessers von Abb. 10a**

4. Kriterien zur Unterscheidung der verschiedenen Kraftbelastungsstufen

4.1. Testreihe von 0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft (MVC)

Unter Bedingungen, wie sie auch für die durchzuführende Studie gelten (Beschreibung des Versuchs-Aufbaus, siehe Kap. III., 2.), wird eine Reihe von Kraftmessungen (0, 98,1, 196,2 N und MVC) an einer Versuchsperson durchgeführt, geschallt, fotografiert, auf Entwurfpapier übertragen und planimetriert. Verwendet wird das Aristo-Planimeter 1130 L.

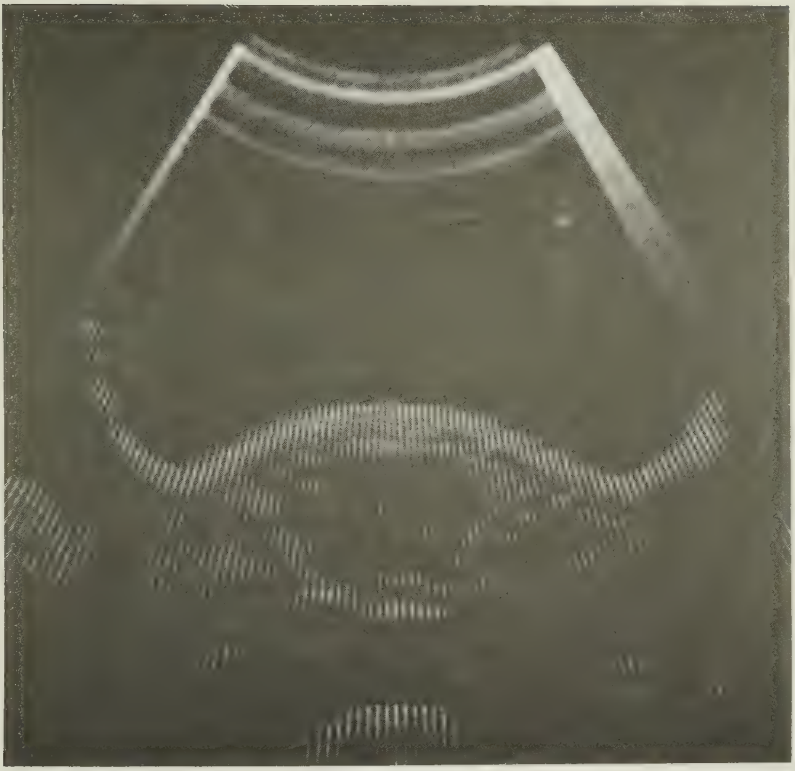


Abb. 11a **M. rectus femoris bei 98,1 N Belastung**

Foto-Kamera: BZ autom., B 5,6, ASA 650
Fotoabzug: S, BZ 1,5 sec., B 5,6
Ultraschallgerät: E 6, N 3, Af 8, Ab 12

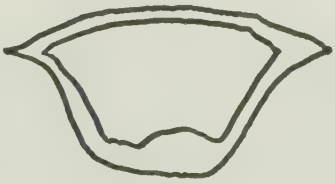


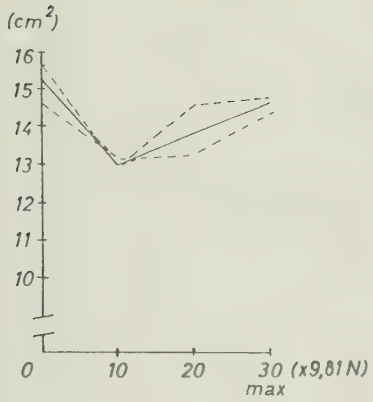
Abb. 11b **Außen- und Innenumriß des Muskels aus Abb. 11a**

Tabelle 5 Planimetrierergebnisse der Testreihe von 0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft (MVC) (cm^2)
Planimeterfahrarm F_1 (lang), F_2 (kurz)
Muskelaußenumriß (A), Muskelinnenumriß (I)
3 Malserien (MS), 2 Planimetriertage (PT)
4 Positionen bzw. Belastungsstufen

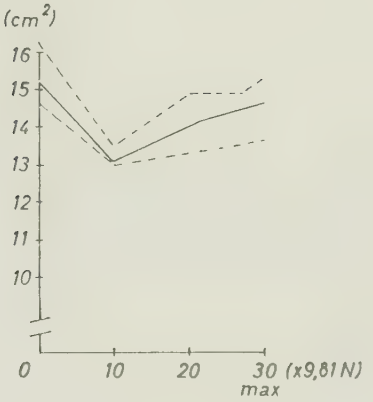
F_1, A				F_1, I		A/I	A/I
		PT 1	PT 2	PT 1	PT 2	PT 1	PT 2
0 N*	MS 1	15,7	16,3	8,7	8,1	1,80	2,00
	2	14,7	14,7	9,0	9,3	1,63	1,58
	3	15,6	14,7	10,0	9,4	1,56	1,56
10 N	1	13,0	13,5	8,2	8,3	1,58	1,62
x 9,81	2	13,2	13,0	8,9	9,2	1,48	1,41
	3	13,0	13,0	9,0	9,0	1,44	1,44
20 N	1	14,6	14,9	9,2	9,7	1,58	1,53
x 9,81	2	13,3	13,3	8,6	8,8	1,54	1,51
	3	13,9	14,0	9,5	9,7	1,46	1,44
MVC	1	14,8	15,0	9,2	8,6	1,60	1,74
	2	14,4	13,7	9,5	9,5	1,51	1,44
	3	14,7	15,3	10,4	10,0	1,41	1,53

F_2, A				F_2, I		A/I	A/I
		PT 1	PT 2	PT 1	PT 2	PT 1	PT 2
0 N*	MS 1	14,5	14,4	7,3	7,0	1,98	2,05
	2	13,2	12,8	8,4	8,3	1,57	1,54
	3	13,4	12,9	8,5	8,2	1,57	1,57
10 N	1	12,3	11,8	7,7	7,3	1,59	1,61
x 9,81	2	11,6	11,7	8,3	8,0	1,39	1,46
	3	12,0	11,8	8,1	8,0	1,48	1,47
20 N	1	13,3	13,2	8,6	8,2	1,54	1,60
x 9,81	2	12,3	11,8	7,9	7,8	1,55	1,51
	3	12,5	12,1	8,8	8,7	1,42	1,39
MVC	1	13,7	13,3	8,2	8,3	1,67	1,60
	2	13,2	12,8	9,4	8,9	1,40	1,43
	3	13,3	13,0	9,6	9,1	1,38	1,42

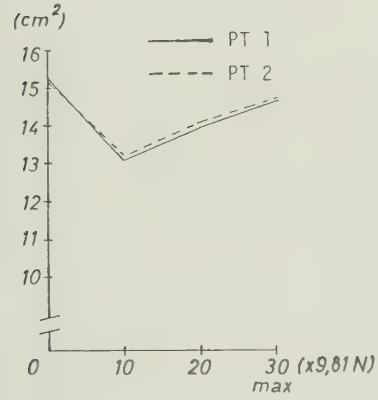
* = Kniewinkel 90°



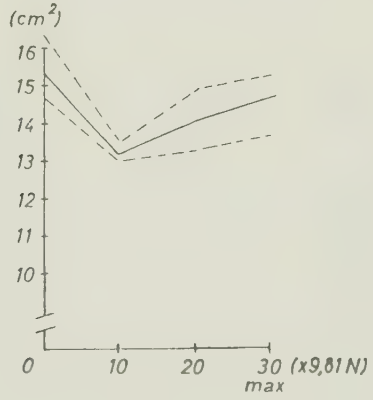
12.1. F_1, A, PT 1



12.2. F_1, A, PT 2



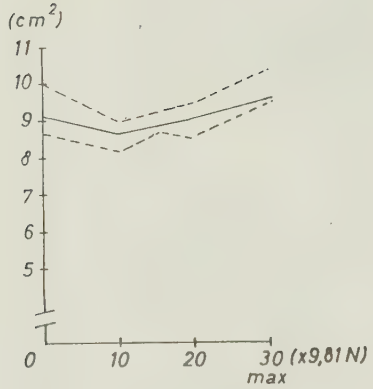
12.3. F_1, A, MW von PT 1 und PT 2



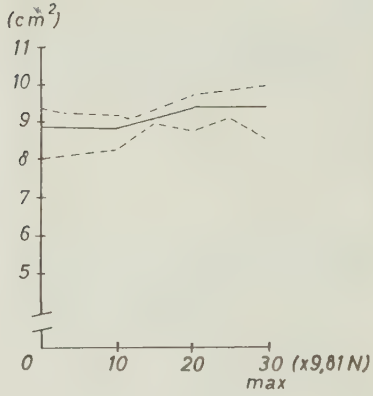
12.4. F_1, A, MW aus PT 1 u. PT 2 u. Streubereich

F_1: Planimeterfahrarm lang, A: Muskelaußenumriß
PT: Planimetriertag

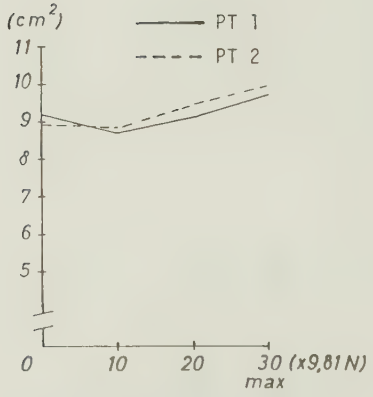
Abb. 12 Muskelquerschnittsfläche (MQF) (cm^2) von 0 N bis Maximalkraft (MVC) (294,3 N), Streubereich und Mittelwert (MW)



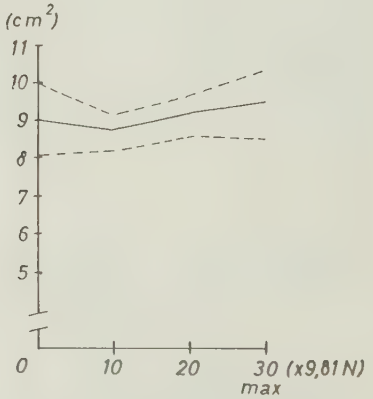
12.5. F_1, I, PT 1



12.6. F_1, I, PT 2



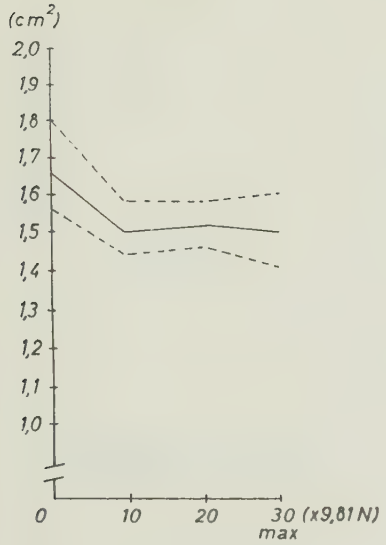
12.7. F_1, I, MW von PT 1 und PT 2



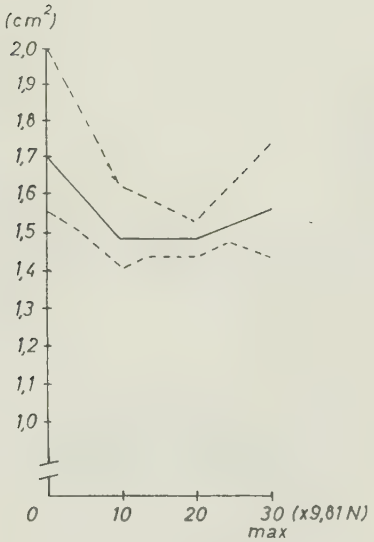
12.8. F_1, I, MW aus PT 1 u. PT 2 u. Streubereich

F_1: Planimeterfahrarm lang, I: Muskelinnenumriß
PT: Planimetriertag

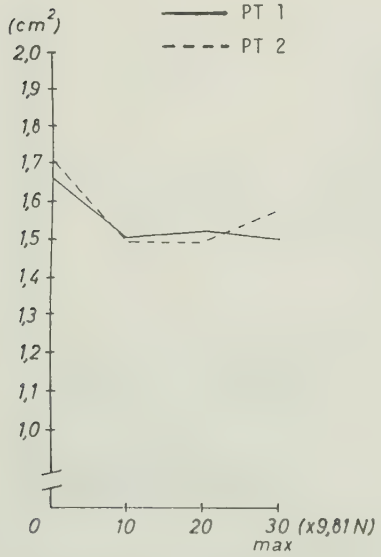
Fortsetzung Abb. 12



12.9. F_1, A/I, PT 1



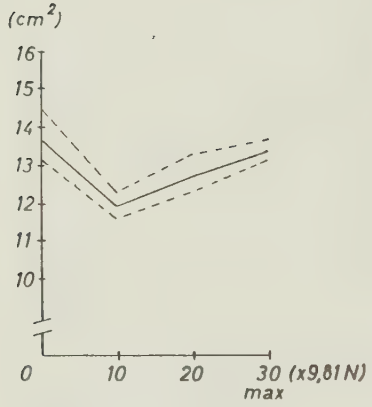
12.10. F_1, A/I, PT 2



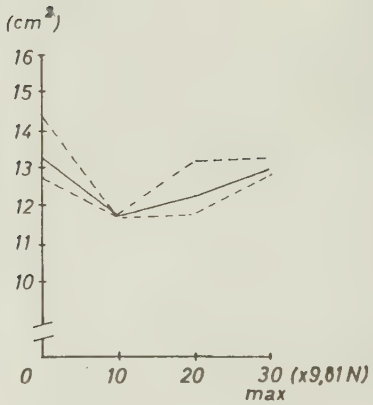
12.11. F_1, A/I, MW von PT 1 u. PT 2

F_1: Planimeterfahrarm lang, A bzw. I: Muskelaußen- bzw. -innenumriß, PT: Planimetriertag

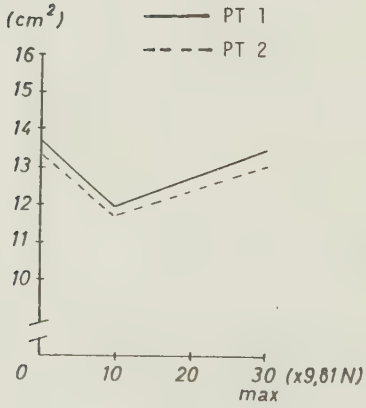
Fortsetzung Abb. 12



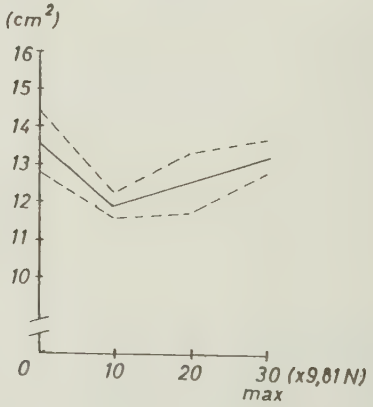
12.12. F_2, A, PT 1



12.13. F_2, A, PT 2



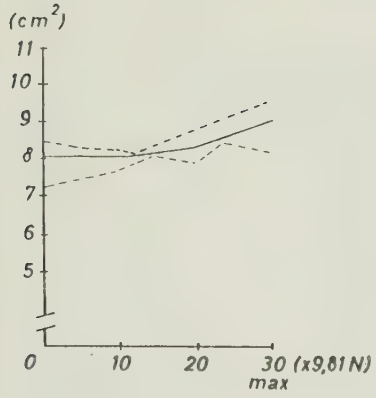
12.14. F_2, A, MW von PT 1 u. PT 2



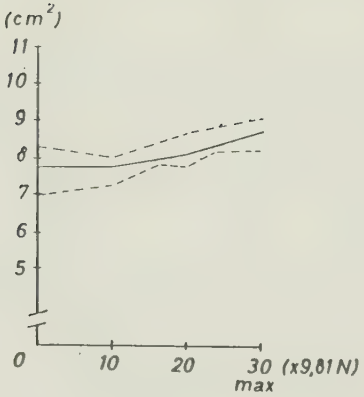
12.15. F_2, A, MW aus PT 1 u. PT 2 u. Streubereich

F_2: Planimeterfahrarm kurz, A: Muskelaußenumriß
PT: Planimetriertag

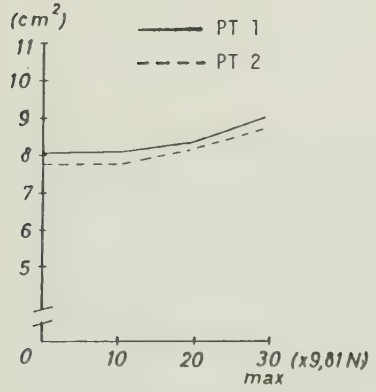
Fortsetzung Abb. 12



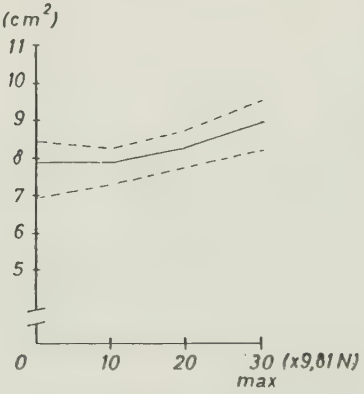
12.16. F_2, I, PT 1



12.17. F_2, I, PT 2



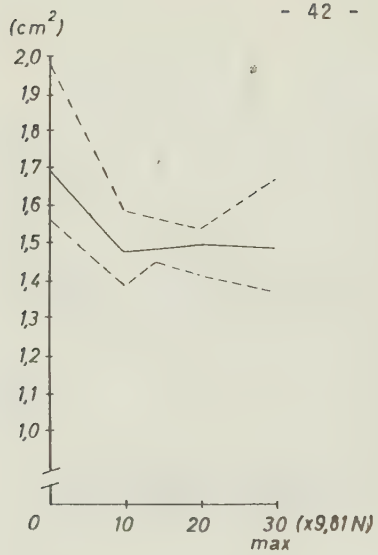
12.18. F_2, I, MW von PT 1 u. PT 2



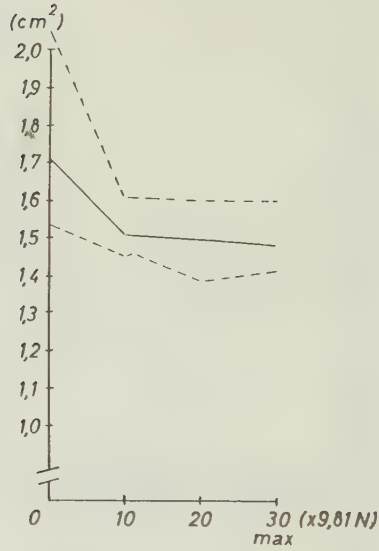
12.19. F_2, I, MW aus PT 1 u. PT 2 u. Streubereich

F_2: Planimeterfahrarm kurz, I: Muskelinnenumriß
PT: Planimetriertag

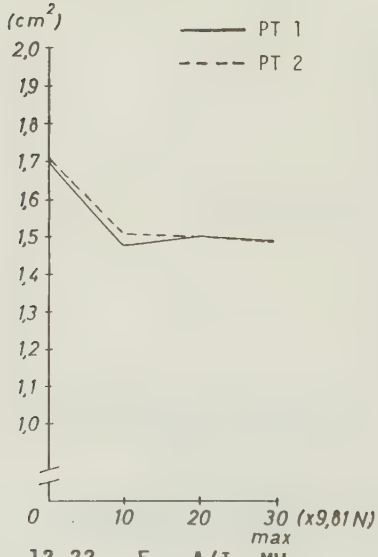
Fortsetzung Abb. 12



12.20. F_2, A/I, PT 1



12.21. F_2, A/I, PT 2



12.22. F_2, A/I, MW von PT 1 u. PT 2

F_2: Planimeterfahrarm kurz, A bzw. I: Muskelaußen- bzw. -innenumriß, PT: Planimetriertag

Fortsetzung Abb. 12

Graphisch dargestellt sind Durchschnittswerte von drei Malserien und zwei Planimetriertagen mit den minimalen und maximalen Streuwerten.
Die zwei unterschiedlichen Fahrarmlängen des Planimeters sind mit F_1 und F_2 bezeichnet.
Betrachtet man die Werte der **Innenumrisse I**, sowohl bei F_1 als auch bei F_2, so läßt sich für jede Belastungsstufe eine Fläche ermitteln, die gleichzeitig für **alle** anderen Belastungsstufen Gültigkeit haben könnte.
Die Werte bei den **Außenumrissen A** verhalten sich ähnlich.
Der Streubereich, in dem ein und dieselbe Fläche verschiedenen Belastungsstufen zugeordnet werden kann, liegt bei F_1 zwischen 68,7 und 245,3 N, bei F_2 zwischen 44,1 und 245,3 N.
Bemerkenswert bleibt die jeweils gute Übereinstimmung bei 98,1 N Belastung, als auch die größte Flächenänderung zwischen 0 und 98,1 N Belastung.
Die Berechnung des Verhältnisses von Außen-/Innenumriß bei F_1 und F_2 führt nicht weiter.

4.1.1. Zusammenfassung

Eine eindeutig diskriminierende Abhängigkeit der Belastungsstufen 0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft (MVC) von deren Muskelquerschnittsfläche ist nicht festzustellen.
Verantwortlich gemacht werden könnte einmal die Flächenvarianz (Streubreite bei der zeichnerischen Übertragung vom Fotoabzug auf Entwurfpapier), weiterhin der Planimetrierfehler (Streubreite beim Planimetrieren).

Da sich kein eindeutiger Zusammenhang von Fehlerquote und Länge des Fahrarms (F_1 und F_2) abzeichnet, wird künftig nur noch mit langem Fahrarm (ohne weitere Bezeichnung) planimetriert.

4.2. Testreihe von 0 N bis 98,1 N

Aus der Beobachtung heraus, daß sich die größte Flächenänderung zwischen 0 N und 98,1 N ergab, wurde eine Testreihe an einer Versuchsperson unter den gleichen Bedingungen in 9,81 N-Abständen durchgeführt.
Zusätzlich wurden folgende Positionen aufgenommen:

A: Proband liegend, Bein ausgestreckt
B: Proband sitzend, Bein ausgestreckt
(Hüftwinkel ca. 125°)
C: Proband sitzend, Bein aufgestellt
(Hüft- und Kniewinkel ca. 90°)
D: Proband sitzend im Kraftmeßstuhl, Bein frei hängend
(Hüftwinkel 90°, Kniewinkel 110°)

Es wurden wiederum drei Malserien (MS) von jeder Position bzw. Belastungsstufe an drei verschiedenen Tagen angefertigt.
Planimetriert wurde nur der Außenumriß (A).
Diesmal erfolgte dreimaliges Planimetrieren, ebenfalls an drei verschiedenen Tagen.

Tabelle 6 Planimetrierergebnisse der Testreihe von 0 N bis 98,1 N in 9,81 N-Abständen (cm^2)

Planimeterfahrarm F (lang), Muskelaußenumriß (A)
3 Malserien (MS), 3 Planimetriertage (PT)
14 Positionen bzw. Belastungsstufen

Position bzw. Belastung (N)		MS	PT 1	PT 2	PT 3
Bein ausgestreckt P. liegend	A	1	10,2	10,2	10,3
		2	10,5	9,8	10,2
		3	9,7	9,7	9,9
Bein ausgestreckt P. sitzend	B	1	12,8	13,0	12,9
		2	12,7	12,5	12,7
		3	12,6	12,7	12,8
Bein aufgestellt entspannt	C	1	15,0	15,1	15,2
		2	15,4	15,2	15,4
		3	14,4	14,7	14,3
Bein hängend entspannt	D	1	14,4	14,2	14,3
		2	14,0	14,6	14,4
		3	14,1	14,6	14,6
1 x 9,81		1	14,2	14,5	14,2
		2	14,8	14,5	14,9
		3	15,2	15,7	15,6
2 x 9,81		1	15,0	15,2	15,0
		2	14,4	14,4	14,6
		3	15,0	15,0	15,1
3 x 9,81		1	13,8	14,0	13,9
		2	13,5	13,5	13,5
		3	13,9	14,1	14,1
4 x 9,81		1	15,5	15,5	15,5
		2	16,2	16,6	16,1
		3	15,7	15,6	15,7
5 x 9,81		1	13,9	14,1	13,7
		2	13,5	13,9	13,7
		3	13,6	13,7	13,7
6 x 9,81		1	14,9	15,3	15,3
		2	15,5	15,3	15,3
		3	14,8	15,1	15,1
7 x 9,81		1	13,7	14,0	14,0
		2	14,1	14,1	14,0
		3	14,2	14,2	14,1
8 x 9,81		1	14,0	14,3	14,0
		2	14,1	14,6	14,2
		3	14,8	14,0	13,8
9 x 9,81		1	13,2	13,2	13,1
		2	13,0	13,0	12,9
		3	13,5	13,5	13,5
10 x 9,81		1	14,1	14,2	14,3
		2	13,9	14,5	14,5
		3	14,3	14,9	14,2

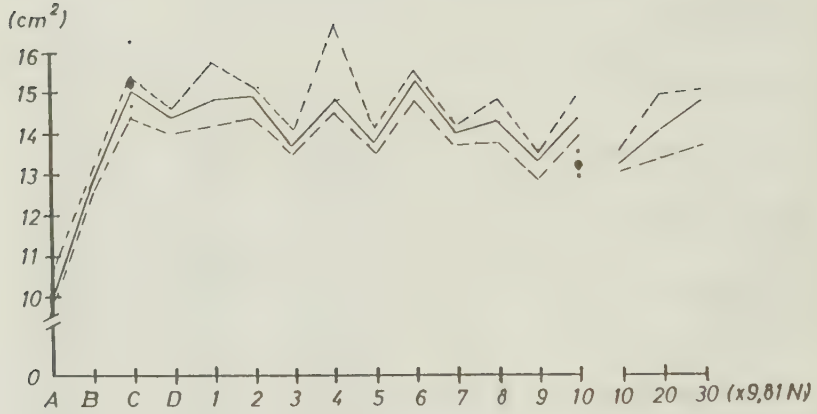


Abb. 13 Muskelquerschnittsfläche (MQF) (cm²) von Tabelle 6 mit Streubereich und Mittelwert sowie MQF (cm²) von Abbildung 12.4.

Signifikante Flächenänderungen ergaben sich zwischen Position A, B und C. Die Flächenänderungen zwischen Position C und D sowie der Belastungen 9,81 - 98,1 N verhalten sich so, daß ein und dieselbe MQF für **Position D und Belastungsstufen 29,4, 49,1, 68,7, 78,5 und 98,1 N,** oder für **Position C und D und Belastungsstufen 9,8, 19,6, 78,5 und 98,1 N** gelten könnte.

4.2.1. Zusammenfassung

Analog zur Testreihe 0 N, 9,81 N, 19,62 N, Maximalkraft-Belastung (MVC) kann auch hier die Fläche nicht als eindeutiges Unterscheidungsmerkmal für die verschiedenen Belastungsstufen herangezogen werden.

4.3. Entfernung zwischen Femuroberrand und Hautoberfläche

Ein weiterer Versuch, Unterscheidungsmerkmale für die verschiedenen Belastungsstufen zu finden, war die Bestimmung der Entfernung zwischen Femuroberrand und Hautoberfläche (oberer Bildrand) auf dem Fotoabzug.

Verwendet wurde eine Malserie aus der ersten Testreihe (0, 9,81, 19,62 N und Maximalkraft) auf Entwurfpapier. Eine rechtwinklige Konstruktion um den Muskelumriß herum ermöglicht den Vergleich der Belastungsstufen untereinander.
Gemessen wurde der Abstand Femuroberrand zur Hautoberfläche im rechten Winkel zu einer der Tangenten.

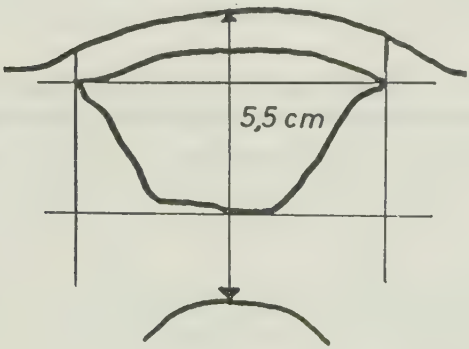


Abb. 14 Zeichnerische Hilfskonstruktion zur Bestimmung der Entfernung "Femuroberrand - Hautoberfläche" Bsp. entnommen aus Kap. II., 4.1. (98,1 N)

Tabelle 7 Bestimmung des Abstandes "Femuroberrand - Hautoberfläche" (cm)

	Femuroberrand - Hautoberfläche
0 N (Position C)	5,05
9,81 N	5,5
19,62 N	5,7
Maximalkraft	5,7

Das Ergebnis läßt eine Differenzierung zwischen 0 N und 98,1 N zu. Ab 98,1 N ist eine Unterscheidung der Belastungsstufen anhand der Abstandsmessung bereits nicht mehr möglich.

Im Rahmen dieses Versuchs wurde auch überprüft, inwieweit die Dicke des Gummi-Sackes der Wasservorlaufstrecke an der Hautoberfläche Anteil an zu messenden Strecken bzw. Flächen hat.
Die Schichtdicke des Gummi-Sacks beträgt 0,055 mm und ist damit vernachlässigbar klein. Die Gesamtbildoberfläche (Fotoabzug) kann also mit der Hautoberfläche gleichgesetzt werden.

4.4. Winkelmessung

Aus einer annähernd eliptischen Figur ändert der M. rectus femoris bei Kontraktion seine Form. Diesen an der Grenzfläche zum M. vastus lateralis et medialis sich verändernden Winkel beidseits der Basis des M. rectus femoris (siehe Abb. 15) bezeichnen wir als Anstellwinkel. Verwendet wurden die Außenumrisse der Malserien der ersten Testreihe (0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft) aus Kap. II., 4.1.

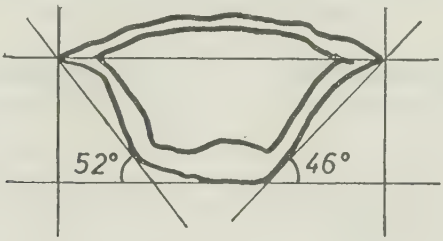
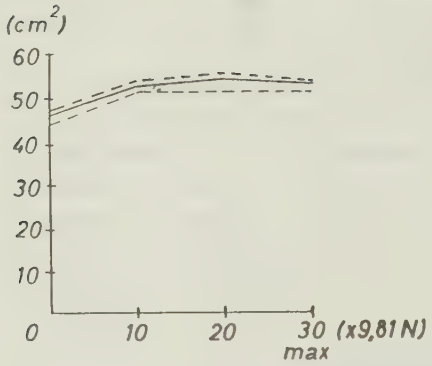


Abb. 15 Zeichnerische Hilfskonstruktion zur Bestimmung der Anstellwinkel des Muskelumrisses

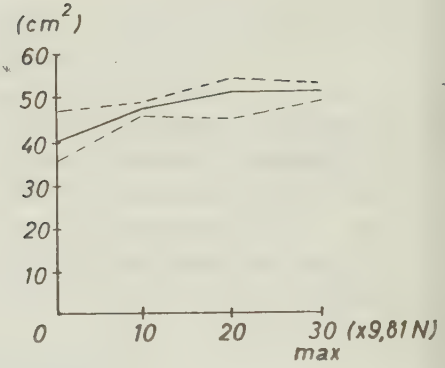
Eine zeichnerische Hilfskonstruktion ermöglicht vergleichende Winkelmessungen.

Tabelle 8 Winkelmessung des Muskelumrisses rechts und links in Grad, Mittelwert (MW) Standardabweichung (SD), Malserien (MS)

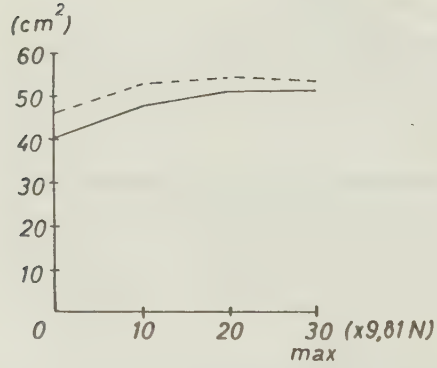
Belastungsstufe (N)	MS	links	MW	SD	rechts	MW	SD
0	1	47,5			47		
	2	44	45,8	1,4	36	39,6	5,2
	3	46			36		
10	1	52			46		
x 9,81	2	52	52,6	0,9	49	47,3	1,2
	3	54			47		
20	1	54			45		
x 9,81	2	56	54,0	1,6	54,5	51	7,4
	3	52			53,5		
MVC (30)	1	54			53		
x 9,81	2	54	53,3	1,6	49	50,6	2,9
	3	52			50		



16.1. Winkelgrade links u. Streubereich



16.2. Winkelgrade rechts u. Streubereich



16.3. Winkelgrade links und rechts
Mittelwerte —— links ---- rechts

Abb. 16 Winkelgrade des Muskelumrisses rechts und links, Streubereich u. Mittelwert (MW) aus 3 Malserien (MS)

Die zeichnerische Darstellung zeigt, daß der Winkel links für Belastungen zwischen 0 N und 44,1 N gelten könnte, oder zwischen 88,3 N und Maximalkraft (MVC). Beim Winkel rechts liegen die Überlappungsbereiche entweder zwischen 0 N und 245,3 N oder 147,2 N und 269,8 N.

Eine Unterscheidung der verschiedenen Belastungsstufen mittels Winkelgradmessung erscheint nicht möglich.

4.5. Zusammenfassung

Ein valides Unterscheidungsmerkmal für die verschiedenen Belastungsstufen bietet weder die Flächenbestimmung anhand des Muskelaußen- bzw. -innenumrisses noch die Entfernungsmessung Femuroberrand zu Hautoberfläche.
Auch die Bestimmung der Winkelgrade links und rechts der Muskelstruktur führen nicht zum Erfolg.

III. Untersuchung

An neun Probanden wurden folgende Messungen durchgeführt:

a) Ultraschallmessung im Ruhezustand und unter verschiedenen Belastungsstufen mit anschließender Planimetrierung des Muskelaußenumrisses vom Fotoabzug
b) Bestimmung des Oberschenkelumfangs im entspannten bzw. kontrahierten Zustand
c) Bestimmung des Körpergesamtfettgehalts

1. Auswahl der Probanden

Für die Untersuchung stellten sich neun Männer im Alter von 21 - 33 Jahren freiwillig zur Verfügung. Die Probanden waren alle Rechtshänder. Keiner der Probanden betrieb spezielles Kraft- bzw. Ausdauertraining.

2. Datenerhebung

2.1. Anamnese

Abgefragt wurden folgende Punkte:

a) betriebene Sportarten
b) durchschnittliche Trainingszeit/Sportart/Woche
c) Gesamttrainingszeit/Woche

2.2. Anthropometrische Daten

a) Körpergröße in cm (in Socken)
b) Körpergewicht in kg (in kurzer Sportbekleidung und Socken ohne Schuhe)
c) Körpergesamtfettgehalt mittels der Hautfaltendicken-Meßmethode.

Dazu wurde mit einer Caliper-Zange, Typ Lange Skinfold, Caliper Pat. Nr. 3.008.239 die Hautfaltendicke an fünf ver-

schiedenen Körperstellen der rechten Körperseite in mm gemessen und die Summe gebildet.

Meßstellen: a) Trizeps (T)
b) Subscapular (SS)
c) Abdominal (A)
d) Suprailiacal (SI)
e) Quadriceps (Q) (liegend)

Zwei verschiedene Formeln dienen als Berechnungsgrundlage für den Körpergesamtfettgehalt (KGF).

a) gültig für Männer zwischen 17 und 26 Jahren:

% KGF = 0,43 x Triceps HFD (mm) + 0,58 x Subscapular HFD (mm) + 1,47

b) geschlechtsunabhängig und altersunabhängig gültig:

$$\% \text{ KGF} = \frac{\text{Summe der fünf gemessenen Hautfalten (mm)}}{3 \times \sqrt{\frac{\text{Gewicht (kg)}}{\text{K-Größe (dm)}}}} \times 0{,}741$$

3. Ultraschall-Meßstelle

Diese wird am rechten Oberschenkel des liegenden Probanden ermittelt (bekleidet in Badehose, nicht Sporthose). Gemessen wird die Entfernung spina iliaca anterior superior - Patellaoberrand (cm).
35 % dieser Strecke cranial des Patella-Oberrandes befindet sich die Aufsetzstelle der Scannermitte. Diese wird mit einem wasserfesten Filzstift semizirkulär angezeichnet.

4. Oberschenkelumfang an der Meßstelle

a) stehend, Muskulatur entspannt
b) stehend, Muskulatur willkürlich maximal kontrahiert

5. Beschreibung des Versuchsaufbaus

5.1. Kraftmeßstuhl

Der Proband setzt sich so in den Kraftmeßstuhl, daß sein Gesäß den hinteren Rand der Sitzschale berührt. Damit ist eine vollständige Auflagefläche zwischen Rücken und Rückenlehne gewährleistet und die Wirbelsäule geradegerichtet (Hüftwinkel 90°).
Die Sitzhöhe wird so eingestellt, daß der Fuß (auch bei plantar flektiertem Sprunggelenk) nicht den Boden berührt.
Die Schultern werden von zwei Bügeln fixiert. Diese werden so justiert, daß der Oberkörper, insbesondere unter Belastung, keine Ausweichbewegungen ausführen kann. Die Wirbelsäule soll jedoch nicht zusammengedrückt werden.
In Taillenhöhe wird ein Gurt angelegt, der den Rumpf fixiert. Die Arme hängen frei herunter. Speziell bei Belastungen ist darauf zu achten, daß die Hände nicht gegen den Sitzrand oder anderswo abgestützt werden.
Eine Fixierung des Oberschenkels, wie Hart (43) sie für isokinetische Kraftmessungen fordert, scheint zumindest im 90° abgewinkelten Knie für isometrische Kraftmessungen nicht notwendig zu sein.
Über dem rechten Fuß wird eine 7,2 cm breite Schlaufe so geführt, daß sie über dem Sprunggelenk zu liegen kommt. Diese ist am hinteren Schlaufenende mit einer Kette an einen Rahmenteil des Meßstuhls befestigt und soll sowohl in horizontaler als auch vertikaler Richtung mit der Position des Sprunggelenks übereinstimmen.
Zwischen Schlaufenende und Rahmen befindet sich ein Wägeelement, Typ Interface SM 5000 N.
Dieses ist verbunden mit einer digitalanzeigenden Waage, Marke Ziegler, Modell UM 02000 ABGB, Kapazität 500 kg. Sie wird so montiert, daß die Anzeige für den Probanden gut sichtbar ist.
Über Einstellschrauben an der Verbindungskette "Schlaufe - Rahmenteil" wird mit einem Winkelmesser der Kniewinkel so geregelt, daß er 90° beträgt.

Der Proband befindet sich jetzt in Meßposition.

Abb. 17 **Proband in Meßposition**

Foto-Kamera: BZ 1/8 sec., B autom., ASA 100
Fotoabzug: S, BZ 1,5 sec., B 8

5.2. Ultraschallgerät

Wie im Kapitel I., 2.3.6. beschrieben, wird das Ultraschallgerät eingestellt.

a) Innenarmaturen: Fotoaufhellung 1
Fotokontrast 1
b) Außenarmaturen: Linienzahl 100
Scannerdrehzahl: bis einschließlich zur 15. Grauwertstufe; diese in gleicher Breite wie Stufe 1-14

E, N, Af, Ab werden so variiert, daß jede Position bzw. Belastungsstufe in drei verschiedenen Einstellungen fotografiert wird.

	E	N	Af	Ab
1)	10	2	4	12
2)	2	4	3	12
3)	3	3	3	11

5.3. Foto-Kamera

Die Kameraeinstellung entspricht der Beschreibung aus Kapitel I., 2.3.6.

Blende : 11
Belichtungszeit : 4 sec
ASA : 100
Sucherfenster : geschlossen
Blitzkontakt : abgezogen

6. Durchführung der Kraftmessung

Proband, Ultraschallgerät und Kamera werden entsprechend der Beschreibung des Versuchsaufbaus vorbereitet.

Jede Position bzw. Belastungsstufe wird hintereinander mit drei verschiedenen Einstellungen am Ultraschallgerät (siehe oben) gescannt und fotografiert.
Der gesamte Meßvorgang dauert für einen Probanden ca. 40 min. Währenddessen verläßt der Proband den Kraftmeßstuhl nicht.
Bei jedem einzelnen Schallvorgang wird vor Beginn der Kraftentwicklung kontrolliert, ob Scannermitte und Meßstelle übereinstimmen. Anschließend wird die Schnittebene gesucht, die den Muskelumriß optimal zur Darstellung bringt. Jetzt wird der Proband angewiesen, die jeweilige Belastungsstufe zu entwickeln und solange zu halten, bis durch Nachführen des Scanners das Bild optimiert ist. Bei Belastung von 98,1 N wird die maximale Haltedauer nicht ausgeschöpft und benötigt deshalb keine Limitierung. Bei Belastung von 196,2 N wird die jeweilige Haltezeit auf 10 - 15 sec, bei Maximalkraft (MVC) auf 2 - 5 sec begrenzt.

Bei Messungen der MVC wird mit dem Probanden ein Zeichen vereinbart, bei dem er sich die augenblicklich angezeigte Maximalkraft merkt, während gleichzeitig das Ultraschallbild "eingefroren" wird.
Folgende Positionen bzw. Belastungsstufen werden fotografiert.

Pos. I : 0 N, Schlaufe nicht am Sprunggelenk eingehängt
II : 0 N, Schlaufe am Sprunggelenk eingehängt
III: Belastung 49,05 N
IV : Belastung 98,1 N
V : Belastung 196,2 N
VI : Belastung MVC

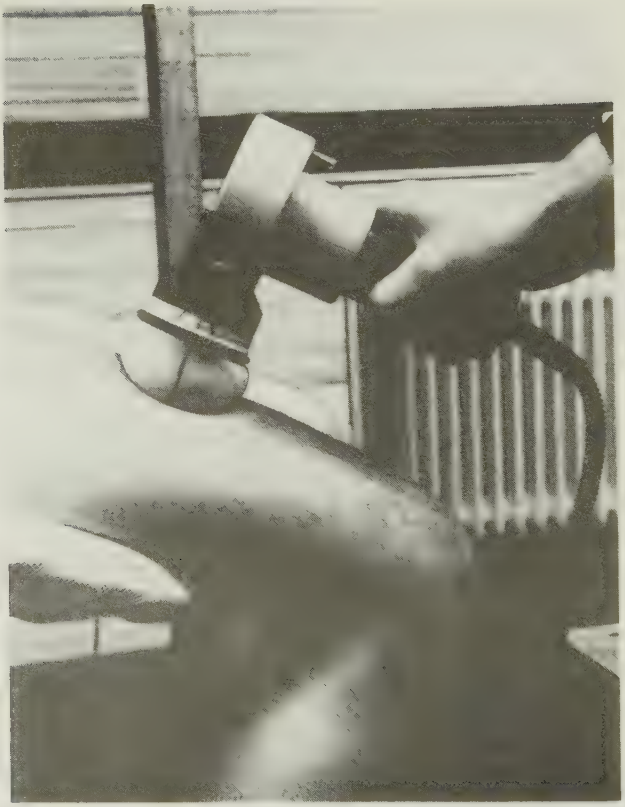


Abb. 18 **Scanner in korrekter Aufsetz-Position**

Foto-Kamera: BZ 1/4 sec., B autom., ASA 100
Fotoabzug: N, BZ 2 sec., B 8

IV. Ergebnisse

1. Sportarten und Trainingszeiten

Tabelle 9 Trainingszeit/Sportart/Woche

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Geräteturnen	*	*				1,5	12		25
Volleyball	*	*	*			3,5	*		*
Fußball	*	2	*	2			*		*
Basketball	*	*		2			*		*
Handball	8	5	*	6			*		*
Leichtathletik	*	*	8	10					*
Schwimmen	*	*							*
Tennis							4		
Skifahren							3-4Wo/ Jahr		
*-Gesamt	20	2	6				4		5
Gesamt	28	9	14	20	0	5	16	0	30

Die mit * versehenen Sportarten werden ohne detaillierte Zeitangaben unterschiedlich häufig betrieben mit einer Stundenzahl *-Gesamt/Woche.

Das Gesamtstunden-Minimum/Woche liegt bei 0 Std., das Maximum bei 30 Std./Woche.
Das Maximum in einer einzelnen Sportart liegt bei 25 Std./Woche (Proband 9, Geräteturnen).

2. Anthropometrische Daten

Alter, Körpergröße, Körpergewicht, Hautfaltendicken, Körpergesamtfettgehalt (Berechnungsformel I und II), fettfreie Körpermasse (Berechnungsformel I und II).

Die Tabelle ist geordnet nach der Körpergröße, bei gleicher Körpergröße nach dem Körpergewicht.

Tabelle 10 Anthropometrische Daten, Hautfaltendicken (HFD), Körpergesamtfettgehalt (KGF), fettfreie Körpermasse (fK)

P.	Alter/ Jahre	Körper-größe cm	Körper-gewicht kg	Hautfaltendicke (mm)* T	A	SI	Q	SS	gesamt	Mittel wert	Körperges.-Fettgeh.% d. Körpergewichts BF I x)	BF II x)	% Abw. BF I zu BF II	fettfreie K.-Masse(kg) BF I	BF II	Abw.(kg) BF I zu BF II
1	23	187,0	99,2	20	27	13	24	20	104	20,8	21,7	20,3	-6,5	77,7	79,1	-1,4
2	24	182,0	81,0	13	24	9	15	14	75	15	15,2	16,0	+5,0	68,7	68,0	+0,7
3	24	176,0	67,9	9	12	8	10	12	51	10,2	12,3	11,7	-4,9	59,5	60,0	-0,5
4	27	176,0	67,1	11	14	6	9	12	52	10,4	13,2	12,0	-9,1	58,2	59,0	-0,8
5	33	174,0	68,1	10	19	8	11	14	62	12,4	13,9	14,1	+1,4	58,6	58,5	+0,1
6	28	173,5	67,7	8	8	15	7	8	46	9,2	9,6	10,5	+9,4	61,2	60,6	+0,6
7	21	173,0	64,0	7	8	5	7	9	36	7,2	9,7	8,4	-13,4	57,8	58,6	-0,8
8	31	172,0	66,6	15,5	20	7	14	10	66,5	13,3	14,0	15,2	+8,6	57,3	56,5	+0,8
9	23	167,5	64,9	8	13	6	11	12	50	10,0	11,9	11,4	-4,2	57,2	57,5	-0,3
MW#	26	175,7	71,8	11,3	16,1	8,6	12,0	12,3	60,3	12,1	13,5	13,3	-1,5	61,8	62,0	-0,2
SD°	±3,7	± 5,4	± 10,7	± 4,9	±6,4	± 3,2	± 5,0	±3,3	±18,9	±3,8	±3,4	± 3,3	± 6,4	±6,6	±6,8	±0,5

* T = Trizeps
A = Abdomen
SI = Suprailiacal
Q = Quadriceps
SS = Subscapular

P. = Proband

x) BF I = Berechnungsformel I
x) BF II = Berechnungsformel II

MW# = Mittelwert
SD° = Standardabweichung

Die Spalte Hautfaltendicke (HFD) zeigt, daß sieben von neun Probanden oder 77,7 % die größte Hautfaltendicke "abdominal" haben (Proband 3 zeigt einen 2. peak bei SS). Jeweils ein Proband oder 11,1 % hat die größte HFD bei SI (Proband 6) und SS (Proband 7).

Der Körpergesamtfettgehalt (KGF) nach Berechnungsformel (BF) I liegt zwischen 9,55 % und 21,7 %, nach BF II zwischen 8,4 % und 20,3 %.
Die individuellen Unterschiede liegen zwischen -13,4 % und +9,4 %, mit einer Gesamt-Streubreite von 22,8 %.
Die Mittelwerte von BF I und BF II unterscheiden sich um 1,5 %.
Für die fettfreie Körpermasse (fK) entsteht eine individuelle Abweichung von BF I zu BF II von -1,4 kg und +0,8 kg mit einer Gesamt-Abweichung von 2,2 kg.
Die Mittelwerte von BF I und BF II unterscheiden sich um 0,2 kg.

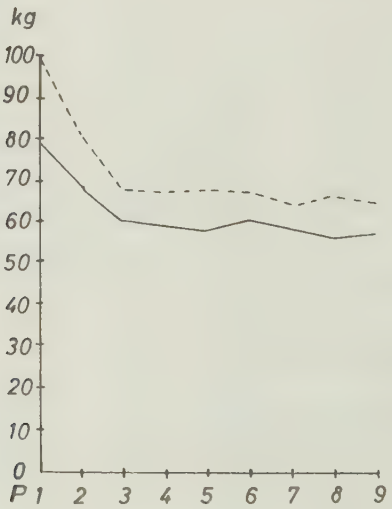


Abb. 19 Körpergewicht (kg) und fettfreie Körpermasse (kg)

3. Ultraschall-Meßstelle

Tabelle 11 Ultraschall-Meßstelle:
*SIAS-Patella-Oberrand (cm) -35 % cranial (cm)

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9
SIAS-Patella-Oberrand (cm)	52,0	51,0	48,0	45,5	48,0	46,5	46,0	47,0	44,0
35 % (cm)	18,2	17,9	16,8	15,9	16,8	16,3	16,1	16,5	15,4

* SIAS = spina iliaca anterior superior

Sie wurde so gewählt, daß der M. rectus femoris einen möglichst großen Durchmesser aufweist und weitgehend frei ist von Überlagerungen angrenzender Strukturen.

4. Oberschenkelumfang an der Meßstelle

Dieser wird am stehenden Probanden ermittelt und liegt im Mittel bei 50,4 cm mit einer Streubreite von 46,0 bis 58,0 cm. Er ändert sich nicht vom entspannten zum kontrahierten Zustand.

Tabelle 12 Oberschenkelumfang an der Meßstelle (cm), Proband stehend

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9
entspannt	58,0	53,0	48,5	48,5	48,0	52,0	46,0	51,0	49,0
willkürlich kontrahiert	58,0	53,0	48,5	48,5	48,0	52,0	46,0	51,0	49,0

5. Kraftmessung und Flächenbestimmung des Muskelumrisses

Aus den drei zu jeder Position bzw. Belastungsstufe fotografierten Bildern werden anhand des Negativmaterials jeweils diejenigen ausgewählt, die den Muskelumriß am besten zur Darstellung bringen.

Davon werden Fotoabzüge 18 x 24 cm erstellt.
Die Muskelumrisse werden auf Entwurfpapier gebracht und anschließend planimetriert (Außenumriß).

Tabelle 13 Planimetrisch ermittelte Querschnitte (cm^2) des M. rectus femoris von 0 bis Maximalkraft (MVC) (N) und Angabe der MVC (N)
Planimeterfahrarm F (lang), Muskelaußenumriß (A)
1 Malserie (MS), 1 Planimetriertag (PT)
6 Positionen bzw. Belastungsstufen

Proband	Position bzw. Belastung (x 9,81 N)						
	0 * (cm^2)	0 x (cm^2)	5 (cm^2)	10 (cm^2)	20 (cm^2)	bei MVC (cm^2)	MVC (N) (x 9,81)
1	18,9	20,4	19,1	18,4	18,2	19,0	38,0
2	16,2	17,0	15,8	17,0	16,5	17,4	37,0
3	20,7	21,1	21,9	19,9	20,6	21,6	32,6
4	17,5	18,3	16,3	16,3	17,9	17,9	21,5
5	12,0	13,4	13,8	12,9	12,9	13,0	27,0
6	15,8	17,2	17,8	17,2	15,6	15,8	29,5
7	13,6	14,9	14,1	13,3	14,4	13,2	32,0
8	16,7	14,6	15,8	15,0	16,7	14,4	46,0
9	16,3	14,8	14,2	16,1	16,3	16,2	52,0

* = Bein frei hängend, Kniewinkel ca. 110°
x = Sprunggelenk in Schlaufe eingehängt, Kniewinkel 90°

Im folgenden wurden die ermittelten Flächen auf Naturgröße korrigiert (siehe Kap. I., 1.3. und Kap. II., 3.2.1.)

Der Maßstab Bildschirm zu Natur beträgt 2/3 : 1 = 1 : 1,5, d.h. der planimetrierte Wert vom Fotoabzug muß mit dem Korrekturfaktor 1,5 multipliziert werden.

Tabelle 14 Korrigierte Querschnitte (cm^2) von Tabelle 13, Mittelwerte (MW), Standardabweichung (SD) und Angabe der Maximalkraft (MVC) (N)

Proband Position bzw. Belastung (x 9,81 N)

	0 * (cm^2)	0 x (cm^2)	5 (cm^2)	10 (cm^2)	20 (cm^2)	bei MVC (cm^2)	MW (cm^2)	MVC (N) (x 9,81)
1	28,4	30,6	28,7	27,6	27,3	28,5	28,5	38,0
2	24,3	25,5	23,7	25,5	24,8	26,1	25,0	37,0
3	31,1	31,7	32,9	29,9	30,9	32,4	31,5	32,6
4	26,3	27,5	24,5	24,5	26,9	26,9	26,1	21,5
5	18,0	20,1	20,7	19,4	19,4	19,5	19,5	27,0
6	23,7	25,8	26,7	25,8	23,4	23,7	24,9	29,5
7	20,4	22,8	21,2	20,0	21,6	19,8	20,9	32,0
8	25,1	21,6	23,7	22,5	25,1	21,6	23,3	46,0
9	24,5	22,2	21,3	24,2	24,5	24,3	23,5	52,0
MW	24,6	25,3	24,8	24,4	24,9	24,8	24,8	
SD	±3,7	±3,8	±3,8	±3,2	±3,2	±4,0	±3,5	

* = Bein frei hängend, Kniewinkel ca. 110°

x = Sprunggelenk in Schlaufe eingehängt, Kniewinkel 90°

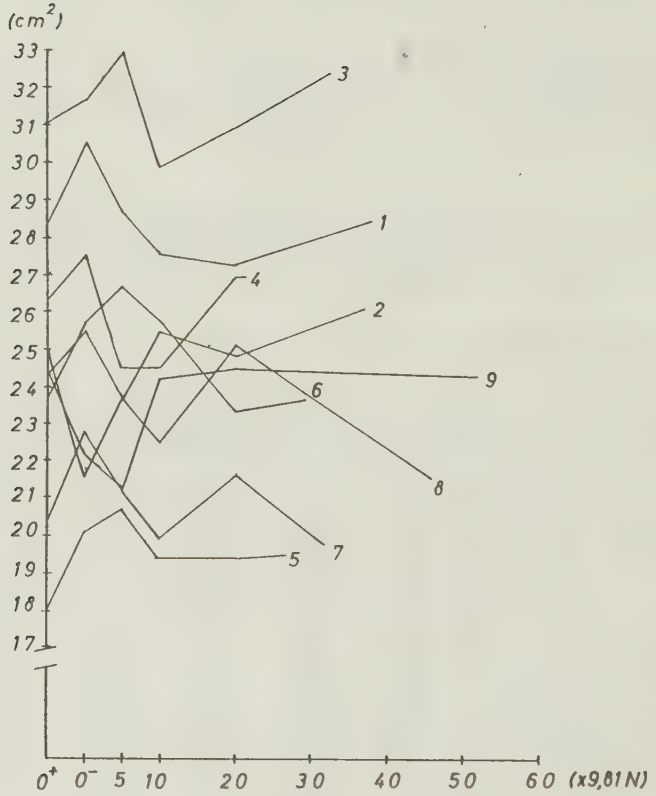


Abb. 20 Muskelquerschnittsfläche (MQF) (cm^2) von Tabelle 14

Wie aus der Abbildung ersichtlich ist, ergeben sich zahlreiche gleich große MQF bei unterschiedlichsten Positionen bzw. Belastungen. Zum Beispiel findet sich bei Proband 3 dieselbe MQF bei 0 N eingehängt, 68,7 N und 274,7 N. Die MQF kann analog der Ergebnisse aus Kap. II., 4.1. und 4.2. nicht als Unterscheidungsmerkmal für verschiedene Belastungsstufen herangezogen werden.

6. Berechnung verschiedener Kraft-Parameter

Tabelle 15 Kraft/Muskelquerschnittsfläche, Kraft/Körpergewicht, Kraft/fettfreie Körpermasse
Kraft/fettfreie Körpermasse/Muskelquerschnittsfläche
Mittelwerte (MW), Standardabweichung (SD),
(MQF-Werte bezogen auf den M. rectus femoris)

P.^{X}	MQF(cm^2) bei MVC	MVC*(N)	$\frac{MVC*(N)}{MQF(cm^2)}$	$\frac{MVC*(N)}{KG(kg)}$	fK(kg) BF II	$\frac{MVC*(N)}{fK(kg)}$	$\frac{MVC*(N)}{fK(kg)}$ / $MQF(cm^2)$
1	28,5	38,0	1,33	0,38	79,1	0,480	0,0168
2	26,1	37,0	1,42	0,46	68,0	0,544	0,0208
3	32,4	32,6	1,00	0,48	60,0	0,543	0,0167
4	26,9	21,5	0,80	0,32	59,0	0,364	0,0135
5	19,5	27,0	1,38	0,40	58,5	0,461	0,0236
6	23,7	29,5	1,24	0,44	60,6	0,486	0,0205
7	19,8	32,0	1,62	0,50	58,6	0,546	0,0275
8	21,6	46,0	2,13	0,69	56,5	0,814	0,0376
9	24,3	52,0	2,14	0,80	57,5	0,904	0,0372
MW	24,8	35,1	1,45	0,55	62,0	0,571	0,0238
SD	3,5	8,9	0,43	0,15	6,8	0,16	0,0082

P.^{X} : Proband
MVC*: x 9,81

Muskelquerschnittsfläche (MQF), Maximalkraft (MVC), Körpergewicht (KG), fettfreie Körpermasse (fK), Berechnungsformel (BF)

6.1. Kraft/Flächeneinheit

Die Kraft (N) pro Muskelquerschnittsfläche MQF (cm^2) des M. rectus femoris liegt zwischen 7,8 N/cm^2 und 20,0 N/cm^2. Der Mittelwert errechnet sich bei 14,2 N/cm^2.

6.2. Kraft/Körpergewicht

Die Kraft (N) pro Körpergewicht KG (kg) hat ihr Minimum bei 3,1 N/kg KG, ihr Maximum bei 7,8 N/kg KG. Der Mittelwert liegt bei 5,4 N/kg KG.

6.3. Kraft/fettfreie Körpermasse

Die Untergrenze der Kraft (N) pro fettfreie Körpermasse fK (kg) befindet sich bei 3,57 N/kg fK, die Obergrenze bei 8,9 N/kg fK. Der Mittelwert liegt bei 5,6 N/kg fK.

6.4. Kraft/fettfreie Körpermasse/Flächeneinheit

Bezieht man in den Quotienten aus 6.3. noch die Muskelquerschnittsfläche mit ein, so ergibt sich eine Kraft (N) pro kg fettfreie Körpermasse pro cm^2 Muskelquerschnittsfläche von minimal 0,13 N und maximal 0,37 N. Die größte relative Kraft (N) pro cm^2 Muskelquerschnittsfläche und kg fettfreier Körpermasse besitzt derjenige, der eine hohe Maximalkraft entfaltet, bei möglichst niedriger fettfreier Körpermasse und dabei kleiner Muskelquerschnittsfläche.

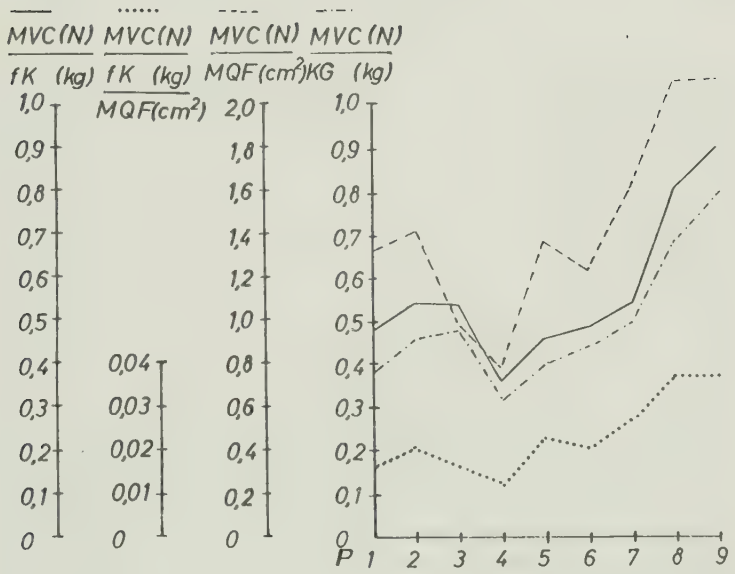


Abb. 21 Kraft MVC* (N) pro Körpergewicht KG (kg),
Kraft MVC* (N) pro Muskelquerschnittsfläche MQF (cm^2)
Kraft MVC* (N) pro fettfreie Körpermasse fK (kg),
Kraft MVC* (N) pro fK (kg) pro MQF (cm^2)

Kraft MVC* (N): x 9,81

V. Diskussion

1. Methode

1.1. Interpretationsprobleme des Ultraschallbildes

Beim Schallen des Muskels konnten häufig Echos beobachtet werden, die in anderen Neigungswinkeln des Scanners zum Objekt z. T. aufgehoben waren, z. T. verstärkt oder örtlich verändert auftraten.
Auch die verschieden deutliche Darstellung der Muskelfaszie in unterschiedlicher Tiefe, als auch deren Breite insgesamt fielen auf.
Bönhof et al. (6) führen hierzu in vitro-Versuche durch. Als Ergebnis kann z. T. analog dieser Untersuchung festgehalten werden:

1) Bei gleichbleibender Geräte-Einstellung ändert sich das Bild auf dem Monitor, abhängig von der Neigung um die Y-Achse. Ist der Winkel zwischen Scanner und Objekt 90°, ist das reflektierte Echo-Band minimal. Bei zunehmendem Neigungswinkel entsteht ein immer breiteres Echo, bzw. die zu schallende Fläche stellt sich gemäß ihrer natürlichen Vergrößerung auch größer dar. Die Mitte des Echobandes erscheint am hellsten, bedingt durch die höhere Schallenergie im Zentrum der Keule als in der Peripherie.

Die Verbreiterung des Echos hat ihre Grenze in der Auflagefläche des Gummi-Sacks, d. h. der Wasservorlaufstrecke.

2) Verändert man die Sendeleistung (hier E), nimmt die Breite und Helligkeit des Echobandes in gleicher Weise zu oder ab. Gleiches gilt für die Verstärkung (hier N) sowie für den Tiefenausgleich (hier Ab).

Bezüglich der niedrigen Werte für E und N ist hier sicherlich ein Optimum erreicht.

Die maximale Ausschöpfung des Tiefenausgleiches (Ab) ließ sich wegen der störenden Echos nicht vermeiden, bringt bei diesem Gerät aber auch keine meßbare Verbreiterung des Echobandes.

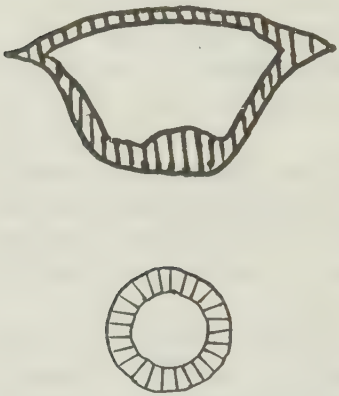
3) Ein deutliches Echo entsteht, wenn sich ein Reflektor in der X-Y-Achse befindet. Ein Reflex wird aber auch dann noch ausgelöst, wenn der Reflektor in der Z-Achse bis zum Scannerrand geführt wird.

Aufgrund der Versuche mit organischen Materialien genau bekannter Abmessung (Fleischzylinder) konnte gezeigt werden, daß Reflexe in der Z-Achse, die zur Integration eines zweidimensionalen Bildes führen, bei plus/minus 2 mm liegen.
Methodische Schwierigkeiten verhinderten eine noch genauere Eingrenzung. Möglicherweise liegt der vertikale Scanner-Streuwinkel (Z-Achse) bei rechtwinklig geschallten Objekten bei ca. 1 mm, wie vom Hersteller angegeben.

In der durchgesehenen Literatur wird dies nur insoweit berücksichtigt, als durch "mechanische Fokussierung die Schallkeulendicke (Z-Achse) optimiert werden kann" (Bönhof et al. 6).
Die Schallkeulendicke (Z-Achse) kommt dem des vertikalen Scanner-Streuwinkels am nächsten. Sie wird jedoch nicht als "Strecke" begriffen, über die eine Integration zu einem zweidimensionalen Bild erfolgt, sondern beschreibt einen Schallkegel in der Z-Achse, dessen Breite sich mit dem Abstand vom Schallkopf ändert, im Nahfeld geringer, im Fernfeld größer ist.

Dadurch entsteht eine unterschiedliche Helligkeit und Breite des Echobandes in verschiedenen Entfernungen vom Schallkopf. Der Schallkegel in der Z-Achse erklärt auch das Zustandekommen von Echos außerhalb der X-Y-Achse. Je weiter der Reflektor von deren Zentrum entfernt ist, desto schwächer wird sein Echo.

Warum sich jedoch die Muskelfaszie so deutlich darstellt (bezogen auf die Muskelquerschnittsfläche des M. rectus femoris bis über 40 %, im Gewebe-Modell über 60 %), konnte hier nicht geklärt werden.



Außenumriß (Mittelwert) aus F_1 und F_2 = 12,7 cm^2

Innenumriß (Mittelwert) aus F_1 und F_2 = 7,9 cm^2

Fläche zwischen I und A = 4,8 cm^2 = 37,8 % der Gesamtfläche

nach Außenumriß 4,3 cm^2
nach Innenumriß 1,6 cm^2

Fläche zwischen I und A = 2,7 cm^2 = 62,8 % der Gesamtfläche

Abb. 22 **Schematische Darstellung von Muskelinnen- und -außenumriß (98,1 N aus Testreihe Kap. II., 4.1.) und des Fleischzylinders mit Innen- und Außenumriß (Abb. 7a u. 7b aus Kap. II., 3.2.1.)**

Möglicherweise spielen hier folgende Faktoren eine Rolle:

1) "Verstärkerrauschen" als Beispiel für Nahfeldeinflüsse
2) "Wiederholungsechos" als Mehrfachreflexionen an Grenzflächen
3) "Schichtdickenartefakte" - diese entstehen bei B-Bild-Instrumenten dadurch, daß die Schallkeulendicke (Z-Achse) nicht als dritte Dimension berücksichtigt wird, sondern die daraus erhaltenen Informationen in zwei Dimensionen abgebildet werden.
4) "Bogenartefakt" - bezeichnet als Auswirkungen der Schallkeulendimension in Richtung des Bildaufbaus
5) "Real-Time Range Ambigiuties" als bildfrequenzbedingte Fehler bei der Zuordnung von Echos (6)

Chivers (16) beklagt die Theorielosigkeit der gesamten Ultraschalltechnik im physikalischen und technischen Sinne. Er fordert zumindest - obgleich noch weitgehend mit dem Makel der Subjektivität behaftet - numerische Indices für Gewebe-Arten und experimentell hergestellte Gewebe-Modelle, um damit wenigstens in Ansätzen der subjektiven Beurteilung des diagnostischen Ultraschalls zu begegnen.

Trotz Erfahrung in der sonographischen Darstellung von Skelettmuskulatur läßt sich auch hier die Muskelquerschnittsfläche mit klar abgrenzbarem Muskelumriß, wie beispielsweise in Abb. 23a und 23b gelungen, nicht immer optimal darstellen. Insbesondere unter Belastung können Lücken in der Darstellung des Muskelumrisses und Strukturüberlagerungen zu Interpretationsschwierigkeiten führen (Abb. 24a und 24b).

Abb. 23a **Muskelumriß des M. rectus femoris sonographisch und fotografisch optimal dargestellt**

Foto-Kamera: BZ 4 sec., B 11
Fotoabzug: S, BZ 2 sec., B 8
Ultraschallgerät: E 3, N 3, Af 3, Ab 12

Abb. 23b **Schematische Darstellung des Muskelumrisses aus Abb. 23a**

Abb. 24a **Muskelumriß des M. rectus femoris von Proband 5 bei Maximalkraft (MVC) (264,9 N)**

Foto-Kamera: BZ 4 sec., B 11
Fotoabzug: S, BZ 2 sec., B 8
Ultraschallgerät: E 2, N 4, Af 3, Ab 12

Abb. 24b Schematische Darstellung des Muskelumrisses aus Abb. 24a

1.2. Darstellungsmöglichkeiten des Muskelquerschnitts (MQ)

1.2.1. Ultraschall-Darstellung

Als erste beschrieben Ikai u. Fukunaga (56, 57) die erfolgreiche Anwendung des Ultraschalls zur Darstellung des MQ am Beispiel des gestreckten Oberarms im Wasserbad. Die verschiedenen Strukturen wie Knochen, Muskelfaszien, subcutanes Fettgewebe und deren Grenzen schienen eine Berechnung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) zu ermöglichen, wobei nur in Muskelgruppen, wie Flexoren und Extensoren gegliedert wurde. Dons et al. (25) griff die Methode auf und präzisierte bereits die Ultraschall-Meßstelle am Beispiel des Oberschenkels als 2/5 der Distanz: spina iliaca anterior superior - tuberositas tibiae, proximal der tuberositas tibiae. Im Gegensatz zu Ikai u. Fukunaga (56, 57) wurde die Position des Beines (Hüft-/Kniewinkel) nicht angegeben.

Sowohl Ultraschall-Meßstelle als auch Probanden-Position gibt Young et al. (100, 102, 103) an. Die Meßstelle befindet sich in der Mitte zwischen Trochanter major und seitlicher Kniegelenkslinie. Der Proband liegt bei 5 - 10° flektiertem Hüftgelenk, um die posterioren Muskeln zu erfassen. Der Winkel des Schallkopfs am Objekt soll gleichbleibend sein, wobei keine Winkelangabe gemacht wird.

Die Angaben zu Probanden-Position, Ultraschall-Meßstelle und Scannerwinkel sind insofern von Bedeutung, weil sich die MQF im Muskelverlauf kontinuierlich ändert und es damit aufgrund unterschiedlicher Meßstellen zu abweichenden Ergebnissen bezüglich Kraft/MQF kommt. Ebenfalls zu derartigen Abweichungen kommt es, wenn der Scanner anders als im 90°-Winkel zum Objekt aufgesetzt wird, weil durch schräges Schallen sich die MQF größer als tatsächlich darstellt.
Weiterhin konnte in Vorversuchen gefunden werden, daß eine MQF-Änderung auch bei verschiedenen Hüft- und Kniewinkeln

des Probanden eintritt, ohne Kontraktion der Muskulatur.

Tabelle 16 Muskelquerschnittsfläche (MQF) (cm^2) bei unterschiedlichen Hüft- und Kniewinkeln (Kap. II., 4.2.)

Position	Hüftwinkel	Kniewinkel	MQF/cm^2 (MW aus 3 MS u. 3 PT)
A	180°	180°	10,05
B	125°	180°	12,74
C	90°	90°	14,97
D	90°	110°	14,36

Mittelwert (MW), Malserien (MS), Planimetriertage (PT)

1.2.2. Computertomographie (CT)-Darstellung

Häggmark et al. (44) begann, die CT für Muskelquerschnitts-Messungen einzusetzen. Als Meßstelle beschreibt er die Mitte zwischen Oberrand der Patella und Trochanter major. Zur Position des Probanden bzw. der Lage des Beines werden keine Aussagen gemacht.
Die von Bulcke et al. (11) gemessene MQF des M. quadriceps femoris wurde im Bereich des größten Oberschenkeldurchmessers durchgeführt. Schantz et al. (87, 88) mißt den M. vastus lateralis des M. quadriceps femoris im Mittelpunkt zwischen Trochanter major und der tibialen Seite des Kniegelenkspalts.
Erstmals gibt Schantz et al. (87) einen Hinweis auf die Position des Probanden bei der CT-Messung. Die Lage des Beines wird als ausgestreckt beschrieben.
Maughan et al. (72, 73) gibt als Meßstelle die Oberschenkelmitte zwischen Trochanter major und Patella-Oberrand an. Eine Positionsbeschreibung des Probanden wird von Maughan et al. (74) gegeben; der Kniewinkel beträgt 135°, der Hüftwinkel 45°.
Gleichzeitig schränkt er ein, daß es aus Gründen der Scanner-Symmetrie nicht möglich war, die Probanden in jene

Position zu bringen, in der die Kraftmessungen gemacht worden waren.
Gerade dies erweist sich als großer Vorteil der Ultraschall-Technik gegenüber der Computertomographie (CT) und ist beispielsweise zur Beurteilung schmerzhafter Muskelläsionen (z. B. Hämatome) unabdingbare Voraussetzung (8, 82).
Wie gezeigt werden konnte, ändert sich die Muskelquerschnittsfläche (MQF) mit dem Knie- und Hüftwinkel bei entspannter Muskulatur, muß also in jeder neuen Position neu bestimmt werden.
In einem Vorversuch schien sich eine deutliche Änderung der MQF zwischen 0 und 98,1 N Belastung abzuzeichnen. Die in 9,81 N-Abständen durchgeführte Reihe ließ jedoch keine Regelmäßigkeit erkennen.
In der Untersuchung selbst kamen alle drei Möglichkeiten vor: gleichbleibende (Proband 2 u. 6), ansteigende (Proband 8 u. 9) und abfallende (Proband 1, 3, 4, 5 u. 7) MQF zwischen 0 und 98,1 N.

Tabelle 17 Änderung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) von 0 N und 98,1 N im 1. Vorversuch und der Fallstudie

Vorversuch MQF/cm² (Mittelwert aus 3 Malserien und 3 Planimetriertagen)

Belastg. (N)	MQF/cm²
0	15,3
98,1	13,1
	2,2

Proband		MQF/cm² 1	2	3	4	5	6	7	8	9
Belastg. (N)	0	20,4	17,0	21,1	18,3	13,4	17,2	14,9	14,6	14,8
	98,1	18,4	17,0	19,9	16,3	12,9	17,2	13,3	15,0	16,1
		2,0	0,0	1,2	2,0	0,5	0,0	1,6	0,4	1,3

Gerade die divergierenden Ergebnisse unterstreichen die Forderung nach Messung der Maximalkraft (MVC) und der Muskelquerschnittsfläche (MQF) in der gleichen Position.
Ob sich eine Abhängigkeit zwischen isometrischer Maximalkraft (MVC) und MQF bei verschiedenen Kniewinkel-Positionen und Belastungen ausmachen läßt, bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten. Zunächst würde der Vergleich verschiedener Kniewinkel-Positionen bei entspannter Muskulatur naheliegen.
Die Technik des Ultraschalls wäre dadurch nicht überfordert, weil - wie auch hier - das sich nicht bewegende Objekt geschallt würde.
Abweichungen bezüglich der tatsächlichen MVC sind zu erwarten, weil sich durch z. T. mehrfaches Wiederholen bzw. durch zu langes Halten der MVC zur Bildoptimierung Ermüdungserscheinungen einstellen (siehe Methoden und Prinzipien der Kraftmessung, Kap. V., 1.4.).
Werden Querschnittsbilder von allen vier Quadricepsköpfen bzw. vollständige Querschnittsbilder von Gliedmaßen angestrebt, bereitet dies mit der Real-Time Ultraschall-Technik Schwierigkeiten wegen der engen Krümmungsoberfläche des Oberschenkels (102).
Auch mit anderen Ultraschalltechniken können sich Schwierigkeiten bei der Darstellung des Gliedmaßenquerschnitts ergeben, zumindest bei aufliegenden Objekten (z. B. Oberschenkel bei sitzenden Probanden während der Kraftmessung bzw. bei liegenden Probanden).
Young et al. (100) flektiert deshalb die Hüfte um 5 - 10 % beim liegenden Proband, um die posterioren Muskelgruppen zu erfassen.
Wie bereits oben angedeutet, ist der Aufsetz-Winkel des Scanners zum Objekt von Bedeutung. Bei Ikai u. Fukunaga (56, 57) kann aus dem Versuchsaufbau auf einen 90°-Winkel geschlossen werden.
Young et al. (100) weist auf die Konstanz des Scanner-Winkels zum Objekt hin, macht aber ebensowenig wie Dons et al. (25) zahlenmäßige Angaben.

Auf die Einhaltung des 90°-Winkels wurde in dieser Untersuchung besonders geachtet. Geringgradige Abweichungen sind durch die Handführung des Scanners und kleine Bewegungen des Probanden unvermeidbar.
Die Fixierung des Scanners in einer entsprechenden Vorrichtung mit der Möglichkeit, den Scannerwinkel anhand einer Skala einzustellen, wurde versucht, jedoch wegen der unauswertbaren Bildqualität wieder verworfen.

1.3. Bestimmung der Muskelquerschnittsfläche (MQF)

1.3.1. Abhängigkeit der Muskelquerschnittsfläche (MQF) von der Meßposition

Ikai u. Fukunaga (56) erkannten die Abhängigkeit der MQF von der Meßposition des Probanden, d. h. von der Winkelstellung der Extremität. Sie führten die Ultraschall-Messungen (Oberarm-Flexoren) am gestreckten Arm, die Kraftmessungen jedoch in 90°-Stellung des Ellbogengelenks durch. Die dann in Kraftmeß-Position ermittelte MQF, die jedoch nur indirekt über Umfangsmessung der Extremität erfolgte, erwies sich als um 34 % größer als bei Ultraschall-Bestimmung.
In hier durchgeführten Vorversuchen läßt sich diese Größenordnung bestätigen. Die MQF des M. rectus femoris liegt bei gestreckter Extremität im Mittel bei 10,1 cm^2. Sitzt der Proband mit auf gestelltem Fuß (Hüft- u. Kniewinkel ca. 90°), ergibt sich eine um 50 % größere MQF mit 15,0 cm^2. Im Kraftmeßstuhl sitzend (Hüftwinkel 90°, Kniewinkel 110°) beträgt der Unterschied noch 4,35 cm^2 oder 43,5 %. Die höheren Werte gegenüber Ikai u. Fukunaga (56, 57) lassen sich zum einen mit der genaueren Messung mittels Ultraschall erklären. Zum anderen könnte die Zweigelenkigkeit des M. rectus femoris hierzu beitragen.
Ein Hinweis dafür ist die kontinuierliche Vergrößerung der MQF von Position A mit 10,1 cm^2 (Proband liegend), Position B mit 12,7 cm^2 (Hüftwinkel 125°, Kniewinkel 180°) und Position C mit 15,0 cm^2 (Hüft- u. Kniewinkel ca. 90°).

Ob tatsächlich eine Abhängigkeit besteht zwischen Muskelquerschnittsfläche (MQF) und Gelenkwinkeln konnte nicht weiter verfolgt werden.
Wichtig ist jedoch, daß die MQF - wie in unserer Untersuchung erstmals geschehen - so exakt wie möglich in der Position gemessen wird, in der die Kraftmessung durchgeführt wurde.
Die Untersuchung selbst bestätigte die Ergebnisse der Vorversuche. Eine Verkleinerung der MQF zwischen 0 N und 98,1 N Belastung, bzw. eine Vergrößerung der MQF von 98,1 N bis zur jeweiligen Maximalkraft (MVC) ist nicht durchgängig auszumachen. Die Kraftkurven der einzelnen Probanden sprechen eher dafür, daß **keine** Änderung der MQF unter den vorgegebenen Bedingungen auftritt.
Die diskontinuierlichen Werte der MQF in Abhängigkeit zur isometrischen Belastung sind eher als Meßungenauigkeiten zu interpretieren im Sinne mangelnden Auflösungsvermögens des Ultraschallbildes.

1.3.2. Verfahren zur Vermessung und Berechnung der Muskelquerschnittsfläche (MQF)

Die Querschnittsmessung von Skelettmuskulatur erfolgte zunächst an Leichen. Die dort gewonnenen Ergebnisse wurden auf die Verhältnisse des lebenden Organismus übertragen und über aufwendige Verfahren die MQF berechnet (31, 45, 46, 79 u. 96).
Ikai u. Fukunaga (56, 57) stellten eine Kalibrierungskurve aus Bakelit her mit verschiedenen Durchmessern, um die MQF zu bestimmen.
Dons et al. (25) drittelte den ihn interessierenden 100 °-Sektor der Oberschenkel-Muskulatur durch elektronisch eingeblendete Linien. Durch Winkel und Entfernungen wurde es möglich, eine anatomische Gliederung zu schaffen und die MQF zu messen. Bei Wiederholungsmessungen ergab sich ein Korrelations-Koeffizient von 0,9757.

Das mangelnde Auflösungsvermögen des Ultraschallbildes erlaubte jedoch keine Korrektur für das oberflächliche Gewebe (Haut).
Young et al. (100) setzt vier verschiedene Untersuchungstage an, an denen je vier Messungen vorgenommen werden. Die Muskelumrisse werden umfahren, ausgeschnitten und gewogen. Der Variationskoeffizient (VK) innerhalb eines Untersuchungstages lag bei 5,2 %. Der VK zwischen den vier Untersuchungstagen lag bei 6,1 %. Mit den Durchschnittswerten der vier Untersuchungstage und neuerlicher Berechnung des VK läßt sich dieser auf 4,0 % reduzieren. Abweichungen im Ausschneiden und Wiegen machen nur einen geringen Anteil am VK aus (100). Wie groß diese sind, wird nicht beschrieben.
In der Untersuchung von Young et al. (103) wurden die Muskelumrisse fotografiert, umfahren und planimetriert (elektronisches Planimeter MOP) und ein VK von 4 % angegeben.
Häggmark et al. (44) bestimmt zunächst den methodischen Fehler. Vier Plexiglaszylinder bekannten Durchmessers wurden durch Computertomographie (CT) reproduziert. Die Fläche von jedem Zylinder wurde aufgrund der auf dem CT-Bild angegebenen Vergrößerungsdaten berechnet. Es ergab sich ein VK von 2,4 %.
Die Bilder mit den Plexiglaszylindern wurden zusätzlich mit einem manuellen Planimeter vermessen. Der VK war 1,6 %.
Bulcke et al. (11) macht keine Angaben über die Bestimmung der Muskelquerschnittsfläche (MQF).
Maughan berechnete die MQF des M. quadriceps femoris über ein computergesteuertes Planimeter direkt von der umrissenen MQF auf einem Bildschirm. Zweifache Messung von 16 bzw. 10 Aufnahmen ergab einen VK von 1,2 % (72), bzw. von 1,6 % (73).
In der gegenwärtigen Untersuchung wurde die fotografierte MQF vom Fotoabzug auf Entwurfpapier übertragen und anschließend mit einem manuellen Planimeter bestimmt. Da zum einen Abweichungen beim Übertragen auf das Fotopapier entstehen, zum anderen der Planimetrierungsvorgang Schwankungen unterworfen ist, wurden getrennte VK's berechnet und

diese schließlich zu einem Gesamt-Variationskoeffizient (VK) addiert. Die Berechnungen wurden in verschiedenen Meßreihen vorgenommen.
Eine Meßreihe von 0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft (MVC) (vier Positionen) wurde an drei verschiedenen Tagen je einmal auf Entwurfpapier übertragen und anschließend an zwei verschiedenen Tagen je einmal planimetriert. Der VK lag für die Malserien bei 2,24 %, für das Planimetrieren bei 2,6 %. Der Gesamt-VK lag bei 3,62 %.
In einer zweiten Meßreihe mit 14 Positionen wurden ebenfalls drei Malserien erstellt, diesmal jedoch an drei verschiedenen Tagen je einmal planimetriert. Der VK lag für die Malserien bei 2,3 %, für das Planimetrieren bei 1,5 %. Der für diese Reihe ermittelte Gesamt-VK von Mal- und Planimetrierserien lag bei 2,7 %.
Der Scheffé-Test (Tabelle 18), der bei signifikantem Befund der Varianzanalyse einen Vergleich von Mittelwerten ermöglicht, ergab bei einem Vergleich aller 14 Gruppen untereinander 33 Mal einen signifikanten Unterschied.

Wie bereits erwähnt, kamen in den oben beschriebenen Fallstudien verschiedene Planimeter zur Anwendung. Über die Reliabilität und Vergleichbarkeit verschiedener Planimetriersysteme gibt die Untersuchung von Wilkerson et al. (98) Aufschluß. Er vergleicht ein elektronisches und ein manuelles Planimeter durch in verschiedenen Positionen erstellten Kraftkurven. Bei großen auszuwertenden Kurven ergibt sich kein Unterschied zwischen beiden Systemen ($r = 0,95$ u. $0,99$). Werden die Kurven jedoch kleiner, sinken die Korrelations-Koeffizienten beim manuellen Planimeter bis auf 0,73, gegenüber 0,95 beim elektronischen System, ab. Da sich die Kurvengröße jedoch mittels Papiergeschwindigkeit des Aufnahmegeräts und der Amplitude beeinflussen läßt, kann das Reliabilitätsdefizit meist ausgeglichen werden.
Ivy et al. (58) gibt bei einem Vergleich von planimetrischer und computergesteuerter Flächenbestimmung einen Korrelations-Koeffizient von 0,998 an.

Tabelle 18 Scheffé-Test: Vergleich der Planimetrierergebnisse und Malserien aus Tabelle 6 (Kap. II., 4.2.)
Vergleich aller 14 Positionen bzw. Belastungsstufen untereinander

S = 1,35

		15,82	15,18	14,97	14,86	14,81	14,36	14,32	14,20	14,04	14,00	13,76	13,21	12,74	10,05
Mittel-werte	15,82	-	0,64	0,85	0,96	1,01	1,46	1,50	1,62	1,78	1,82	2,06	2,61	3,08	5,77
von 9	15,18	0,64	-												
Planime-	14,97	0,85	0,21	-											
trierer-	14,86	0,96	0,32	0,11	-										
gebnissen	14,81	1,01	0,37	0,16	0,05	-									
	14,36	1,46	0,82	0,61	0,50	0,45	-								
	14,32	1,50	0,86	0,65	0,54	0,49	0,04	-							
	14,20	1,62	0,98	0,77	0,66	0,61	0,16	0,12	-						
	14,04	1,78	1,14	0,93	0,82	0,77	0,32	0,28	0,16	-					
	14,00	1,82	1,18	0,97	0,86	0,81	0,36	0,32	0,20	0,04	-				
	13,76	2,06	1,42	1,21	1,10	1,05	0,60	0,56	0,44	0,28	0,24	-			
	13,21	2,61	1,97	1,76	1,65	1,60	1,15	1,11	0,99	0,83	0,79	0,55	-		
	12,74	3,08	2,44	2,23	2,12	2,07	1,62	1,58	1,46	1,30	1,26	1,02	0,47	-	
	10,05	5,77	5,13	4,92	4,81	6,83	4,31	4,27	4,15	3,99	3,95	3,71	3,16	2,69	-
		9	4	3	3	3	2	2	2	1	1	1	1	1	

Grundlegend problematisch scheint der Faktor "Bildauflösungsvermögen" zu sein. Dieser beeinflußt entscheidend die Übertragung der Muskelkontur auf Entwurfpapier und den Planimetriervorgang aufgrund nicht immer eindeutig abgrenzbarer Strukturen auf der fotografischen Darstellung.
Die Unsicherheiten der Ultraschall-Darstellung rechtfertigen jedoch nicht den Einwand von Maughan et al. (74), die Ultraschalltechnik könne nicht zwischen Fett und Muskelmasse unterscheiden, mit der Folge, daß Ergebnisse über die Vergrößerung der Muskelmasse scheinbar sind und durch die verkleinerte subcutane Fettschicht zustandekommen. Ohne Zweifel bringt die Computertomographie (CT) ein besseres Auflösungsvermögen als die Ultraschalltechnik. Jedoch darf nicht unerwähnt bleiben, daß Muskelkontraktionen bzw. unkontrollierte Bewegungen während der CT-Aufnahme unscharfe Bilder ergeben (11).
Weiterhin kommt der flexiblen Einsatzmöglichkeit der Ultraschalltechnik eine herausragende Bedeutung zu, der die CT nichts entgegen zu setzen hat. Die Ultraschalltechnik kann in fast allen Körper- und Extremitätenpositionen eingesetzt werden, mit der Möglichkeit, gezielte Strukturen herauszuarbeiten. Selbst an isometrisch kontrahierter Muskulatur führt sie zu guten Ergebnissen.
Ob der Einsatz bei Bewegungen bzw. Bewegungen unter zusätzlicher Belastung durchführbar ist, müssen andere Untersuchungen zeigen.
Betrachtet man die hier erstellten Fotoabzüge, kann die Behauptung als widerlegt gelten, die Ultraschalltechnik könne nicht zwischen subcutanem Fett- und Muskelgewebe unterscheiden. Eher problematisch erscheint die Darstellung der Muskelfaszie (siehe Kap. V., 1.1.). Diese Ungenauigkeit in der bildlichen Darstellung zeichnet die Ultraschalltechnik eher als Sonoskopie denn als Sonographie aus.

1.3.3. Zusammenfassung

1) Es besteht eine Abhängigkeit der Muskelquerschnittsfläche (MQF) von den Gelenkwinkeln

2) Die Kraftkurven der einzelnen Probanden zeigen **keine** Änderung der MQF unter isometrischer Belastung.

3) Der Gesamt-Variationskoeffizient der Mal- und Planimetrierserien liegt bei 2,7 %.

1.4. Methoden und Prinzipien der Kraftmessung

In der gegenwärtigen Untersuchung ergaben sich Unterschiede in der Maximalkraft (MVC) von über 100 % (z. B. Proband 4 mit 210,92 N gegenüber Proband 9 mit 510,12 N). Eine Erklärung hierfür bieten die anthropometrischen Daten nur unzureichend, wie der Vergleich dieser beiden Probanden zeigt.

Tabelle 19 Anthropometrische Daten, MVC und MQF (bei MVC) von Proband 4 und 9

		Proband 4	Proband 9
MVC	(x 9,81 N)	21,5	52,0
MQF bei MVC	(cm^2)	26,9	24,3
K-Gr.	(cm)	176,0	167,5
K.-Gew.	(kg)	67,1	64,9
KGF BF II	(%)	12,0	11,4
OS-Umfang	(cm)	48,5	49,0

Maximalkraft (MVC), Muskelquerschnittsfläche (MQF), Körpergröße (K-Gr.), Körpergewicht (K.-Gew.), Körpergesamtfettgehalt (KGF), Berechnungsformel (BF), Oberschenkelumfang (OS-Umfang)

Dies warf die Frage nach der individuellen Maximalkraft (MVC) auf und führte auf diese Weise zu Methoden der Kraftmessung und deren Interpretation.
Hettinger (47) ermittelt eine absolute Kraft/cm² Muskelquerschnittsfläche (MQF) für Frauen von 39,2 plus/minus 9,81 N, für Männer von 39,2 plus/minus 4,9 N. Er schränkt die Aussagekraft der Werte selbst ein mit dem Hinweis auf die semiobjektive Methode der Kraftmessung.
So weisen Ikai u. Steinhaus (54) nach, daß bei nicht trainierten Probanden, die unter Hypnose stehen, die maximale willkürliche isometrische Maximalkraft (MVC) bis 26,5 % höher lag als im Normalzustand.
Ähnliche Ergebnisse wurden erzielt, wenn die psychische Seite der Probanden besonders berücksichtigt wurde (z. B. eine attraktive Dame verfolgt interessiert die Ausschläge eines Meßelements) (49). Auch eine elektrische Reizung des Muskels führt zur Ausschöpfung einer 30 %-igen Kraftreserve (55).
Unter Einfluß sämtlicher Reserven kann von einer absoluten Kraft von 58,9 N/cm² ausgegangen werden (47, 48).
Lechner et al. (65) verfährt methodisch umgekehrt. Der Proband darf während der Messungen keine Informationen erhalten, aus denen sich Lernziele ableiten lassen.
Die Zielvorstellung, "kräftiger zu werden als der vorige Meßwert, oder besser zu sein als der Konkurrent", stellt einen Anpassungsreiz dar, der für die Messung unerwünscht ist, weil sich dadurch die Motivationsstruktur ändert. Wichtig ist lediglich, daß eine Bewegungsvorstellung mit der Aufforderung, "maximal gegen den Meßhebel zu drücken", abrufbar ist.
Ob durch ein derartiges Vorgehen eine Nivellierung bzw. Eliminierung der Motivationsstruktur zu erreichen ist, bleibt fraglich. Coyle et al. (23) stellt keinen Lerneffekt bei der Durchführung seiner Untersuchung fest.
Meßtechnisch berücksichtigt Lechner et al. (65) eine Vielfalt von einwirkenden Kräften und Gegenkräften sowie Winkeländerungen. Dennoch finden sich hierüber nirgendwo

Zahlenwerte mit dem entsprechenden Einfluß auf die Kraftentfaltung bei der Kniestreckung.
In diesem Zusammenhang soll ebenfalls darauf hingewiesen werden, daß Kräfte an den Fixierpunkten (Schulterstützen, Bauchgurt) wirken. Ob und inwieweit diese einen Einfluß auf die Maximalkraft (MVC) bei Kniestreckung besitzen, ist unklar.
Kroemer et al. (61, 62) entwickelt ein neues Modell zur Messung der maximalen und submaximalen statischen Kraft. Hiermit soll die variable "Motivation des Probanden" objektiviert werden. Als Ergebnis wird ein Zusammenhang zwischen geforderter Kraft und Steilheit sowie Geschwindigkeit des Kraftanstiegs (slope) beschrieben. Die Untersuchung von Gilbert u. Knowlton (32) unterstützt und erweitert diese Ergebnisse. In einem einfachen Blindversuch werden 87,5 % der weiblichen und 80 % der männlichen Probanden richtig zugeordnet (ehrlich versus unehrlich in der MVC). Bezieht man die Variablen Geschwindigkeit des Kraftanstiegs sowie die Quotienten Durchschnittskraft/MVC und MVC/Körpergewicht mit ein, erhöhen sich die Werte auf 93,75 % und 85 %.
McGarvey et al. (76) weisen auf folgende, die MVC beeinflussende Faktoren hin:
a) Lerneffekt
b) Kraftzuwachs während des Experiments

In einer Untersuchung, bei der jene Faktoren als eliminiert gelten sollen, wurde die Kraft der Armmuskulatur beidseits anhand mehrerer Bewegungsrichtungen (Flexion, Extension usw.) in Abhängigkeit von der Tageszeit gemessen.
Jedoch ergab sich keine verallgemeinerbare Abhängigkeit bezüglich Muskelgruppe, dominante vs. nicht-dominante Extremität, Kraftzu- bzw. -abnahme und Tageszeit. Für jede Muskelgruppe müßte dies neu bestimmt werden.
Auf diese Untersuchung bezogen (Unterschiede der MVC von mehr als 100 %), scheint eine objektive Maximalkraftbestimmung angebracht. Diese müßte jedoch zunächst unabhängig von der Ultraschallmessung durchgeführt werden.

Erforderlich ist dies deswegen, weil sich der Proband bei der Ultraschallmessung an seine Maximalkraft "herantasten" soll, um größere Veränderungen der Scannerauflagefläche zu vermeiden und um eine schnelle Bildoptimierung zu erreichen.

1.5. Körpergesamtfettgehalt (KGF)

Die hier zugrundeliegende Überlegung war die Frage, ob es einen Zusammenhang gibt zwischen der Muskelquerschnittsfläche (MQF) des M. rectus femoris und verschiedenen Parametern wie des Körpergewichts (KG) der fettfreien Körpermasse (fK) bzw. des Oberschenkelumfangs (OS-Umfang). Zur Bestimmung des KGF wurde die Methode von McArdle et al. (75) angewandt. Diese erfordert die Hautfaltendicken (HFD)-Messung an fünf verschiedenen Körperstellen der rechten Körperhälfte: subscapular, triceps, abdomen, suprailiacal und an der Oberschenkel-Vorderseite.
Die Hautfalte am Oberschenkel wurde hier in liegender Position des Probanden ermittelt, weil diese sich bei relativ hohem Muskeltonus im Stehen kaum abheben ließ. Dies steht in Übereinstimmung mit Young et al. (110), der die HFD über den Oberschenkel-Flexoren im Liegen mit angewinkeltem Knie mißt. McArdle et al. (75) macht hierzu keine genaue oder diese Methode ausschließende Aussage.

Die Werte für die im folgenden erläuterten Korrelationen sind den Tabellen 10, 12 und 14 entnommen.
Wir konnten eine positive Korrelation zwischen **KG** bzw. **fK** zum **OS-Umfang** feststellen (r = 0,90 bzw. 0,87). Das bedeutet, daß ein größerer OS-Umfang auch mit einer höheren Muskelmasse einhergehen kann, die sich auch auf die MQF des M. rectus femoris auswirken könnte.
Um so erstaunlicher ist der niedrige Korrelations-Koeffizient zwischen **MQF** und **OS-Umfang** mit r = 0,37. Dieser und die nur geringgradig höheren Korrelations-Koeffizienten zwischen **KG** bzw. **fK** zu **MQF** mit r = 0,41 bzw. 0,44 zeigen eher an, daß sich eine möglicherweise höhere Gesamtmuskel-

masse nicht eindeutig mit einer erhöhten Muskelquerschnittsfläche (MQF) des M. rectus femoris nachweisen läßt. Young et al. (100) bemerkt hierzu, daß Oberschenkelumfangs-Messungen zu Fehlbeurteilungen hinsichtlich der Atrophie des M. quadriceps femoris führen, weil das subcutane Fettgewebe mit eingeht. So können 2,5 cm Umfangsdifferenz einen Unterschied des Quadriceps-Volumens von 22 - 30 % bedingen (bei Oberschenkelumfängen größer 50 cm). Diesen Zusammenhang weist Young u. Hughes (102) auch im Sinne der Hypertrophie durch Training nach.

Auffallend ist jedoch, daß bei sieben von neun Probanden die Hautfaltendicke (HFD) des Abdomens am größten ist mit einem Korrelations-Koeffizient von **HFD-Abdomen** zu **HFD-Gesamt** von r = 0,94. Die **HFD-Abdomen** korreliert positiv zum **Körpergewicht** mit r = 0,78.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, daß

1) eine hohe Korrelation zwischen Oberschenkelumfang und Körpergewicht bzw. fettfreier Körpermasse besteht.

2) die Muskelquerschnittsfläche des M. rectus femoris **keinen** signifikanten Zusammenhang zum Körpergewicht, der fettfreien Körpermasse bzw. des Oberschenkelumfangs zeigt.

2. Untersuchungsergebnisse

2.1. Meßwerte: Maximalkraft (MVC) und Muskelquerschnittsfläche (MQF)

Bemerkenswert sind die extremen Unterschiede in den hier gemessenen MVC-Werten für die Unterschenkelstreckung zu den in der Literatur angegebenen.
Die in dieser Untersuchung ermittelten durchschnittlichen MVC-Werte liegen bei 344,3 N (Streubreite 210,9 - 510,1 N). Dies entspricht nur 44,7 % der von Maughan (72, 73) angegebenen Kraft für die Gruppe der Untrainierten mit durchschnittlich 783 N. Hettinger u. Hollmann (48) geben für Normalpersonen 441,5 N im Mittel an. Den hier erhaltenenen Ergebnissen am nächsten kommen die Werte von Grossi (42) mit 286,5 N (Streubreite 220,7 - 323,7 N).
Zu beachten ist jedoch, daß dies Mittelwerte sind von verschiedenen Kniewinkeln zwischen 90 und 165°. Die 90°-Werte sind nicht getrennt aufgeführt. Zusätzlich besteht ein Hüftwinkel von 115° und auch der Hebelarm "Unterschenkel" ist deutlich kürzer als in dieser Untersuchung (89).

Einen Zusammenhang von MVC und Körpergewicht (KG) konnten wir nicht feststellen ($r = 0{,}09$)[3]. Ebensowenig konnte Maughan et al. (72, 73, 74) diese Korrelation für die Untrainierten, im Gegensatz zu trainings-spezifischen Gruppen nachweisen. Unsere Werte liegen mit 5,4 N/kg KG um 50 % niedriger als jene von Maughan mit 11,0 bzw. 10,9 N/kg KG. Er macht hierfür die extremen Grenzen des Körpergesamtfettgehalts (KGF) von 9,6 - 28,6 % verantwortlich. Dies erscheint auch für diese Studie plausibel, da sich die Streubreite des KGF mit 9,6 - 21,7 % in ähnlicher Größenordnung bewegt. Ohne eine Korrelation zu beschreiben, geben Edström u. Ekblom (26) noch erheblich höhere Werte für die MVC/kg KG mit 16,7 N/kg KG für Untrainierte, 21,6 N/kg KG für Ausdauersportler und 27,5 N/kg KG für Gewichtheber an.

---

[3] Die Werte für die in diesem Kapitel berechneten Korrelationen sind den Tabellen 10, 12 und 14 entnommen.

Komi et al. (60) mißt 40,0 N/kg KG für Untrainierte. Andere Autoren (24, 29, 52, 60, 63, 101) hingegen konnten den Zusammenhang zwischen Maximalkraft (MVC) und Körpergewicht (KG) nachweisen, teilweise jedoch nur durch Zusammenfassen der Werte für Männer und Frauen (29, 101), bzw. jener für Kraft- und Ausdauersportler (63).

Bei unserer Untersuchung ließ sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen MVC und fettfreier Körpermasse (fK) nicht aufzeigen. Der Korrelations-Koeffizient beträgt für Berechnungsformel (BF) I des KGF r = 0,03, für BF II r = 0,06. Maughan et al. (72, 73, 74) wiederum konnte diesen Zusammenhang herstellen und erhält mit 13,3 N/kg fK erheblich höhere Werte als wir mit 5,6 N/kg fK.
Eine Erklärung für den Nicht-Zusammenhang konnte nicht gefunden werden. Umso bemerkenswerter ist in diesem Kontext die positive Abhängigkeit von Oberschenkelumfang und Körpergewicht (r = 0,90) sowie Oberschenkelumfang und fK (r = 0,87).
Nach Edwards et al. (29) werden mit der Streckmuskulatur des stärkeren Beins MVC-Werte aufgebracht, die 75 % des Körpergewichts entsprechen. Bei Maughan et al. (73) sind es 112 %, bei Tesch u. Karlsson (91) bis 138 %. Der hier gefundene Mittelwert liegt bei 48,9 %, der Höchstwert bei 80,1 %.
Drei wesentliche Gründe können für die erheblich niedrigeren Werte geltend gemacht werden:

1) Das Hantieren mit dem Scanner auf der kontrahierten Oberschenkel-Muskulatur wirkte irritierend.
2) Konzentrationsmindernd war die Aufgabe, sich den erreichten MVC-Wert im Moment des Bildeinfrierens zu merken.
3) Für die tatsächlich zu erreichende MVC waren die Probanden zu wenig motiviert.

Die durchschnittliche Kraft/Muskelquerschnittsfläche (MQF) (cm^2) in unserer Studie liegt bei 14,2 N/cm^2. Vergleichsweise niedriger sind die Werte von Maughan et al. (72, 73) mit 9,5 N/cm^2. Die Werte können jedoch nicht direkt verglichen werden, weil bei Maughan die MQF des gesamten M. quadriceps femoris (Mittelwert für Untrainierte 81,6 - 83,2 cm^2) Eingang findet, während hier nur der M. rectus femoris (Mittelwert 24,8 cm^2) berücksichtigt wird. Betrachtet man die Mittelwerte der Flächen und legt eine Maximalkraft (MVC) ähnlich der von Maughan zugrunde, wäre eine MVC/cm^2 von mehr als dem Dreifachen des von Maughan oben angegebenen Wertes von 9,5 N/cm^2 zu erwarten. Eine Korrelation zwischen Kraft und MQF ist bei (72, 73, 74) gegeben, hier jedoch nicht auszumachen ($r = -0,04$). Dies könnte wiederum mit der großen Streubreite der MVC-Werte (210,9 - 510,1 N) im Verhältnis zur weniger differenten MQF (19,5 - 32,4 cm^2) liegen.

Ebenfalls keine Korrelation ergibt sich für:

KG zu $\frac{MVC}{MQF^*}$: $r = -0,18$, wobei KG zu MQF*: $r = 0,41$

und KG zu MVC : $r = 0,08$

fK zu $\frac{MVC}{MQF^*}$: $r = -0,25$, wobei fK zu MQF*: $r = 0,44$

und fK zu MVC : $r = 0,03$

MQF *: bezogen auf die MQF des M. rectus femoris
Körpergewicht (KG), fettfreie Körpermasse (fK), Maximalkraft (MVC), Muskelquerschnittsfläche (MQF)

Die von Maughan et al. (72, 73, 74) gemessenen Werte der MQF des M. quadriceps femoris stimmen mit denen von Bulcke et al. (11) weitgehend überein. Dieser nimmt folgende Einteilung nach Altersgruppen vor.

Tabelle 20 Einteilung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) des M. quadriceps femoris nach Altersgruppen Standardabweichung (SD)

Alter	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59
cm^2	79,97	60,53	95,12	86,65	67,92
SD	17,41	12,56	13,24	7,33	2,37

An dieser Stelle soll nochmals auf die Bedeutung hingewiesen werden, die die Bestimmung der MQF in Funktionsstellung hat. Das heißt, die Kraftmessung und die MQF-Bestimmung sollten in der gleichen Position erfolgen. Dies wurde in bisherigen Untersuchungen, u. a. auch von Maughan (72, 73, 74) unberücksichtigt gelassen. Anhand der Kraftkurven der einzelnen Probanden (siehe Abb. 19) läßt sich keine Änderung der Muskelquerschnittsfläche unter isometrischer Belastung nachweisen.

2.1.1. Zusammenfassung

1) Die hier gemessenen Maximalkraft-Werte für die Unterschenkelstreckung sind bis zu 55 % geringer als die in der Literatur angegebenen.

2) Auch im Verhältnis zum Körpergewicht erreichen die hier gemessenen Maximalkraft-Werte nur zwischen 35,4 bis 65,2 % der in anderen Untersuchungen angegebenen.

3) Es läßt sich weder eine Korrelation zwischen Maximalkraft und Körpergewicht bzw. fettfreier Körpermasse, noch zwischen Maximalkraft und Muskelquerschnittsfläche, wie von anderen Autoren nachgewiesen, aufzeigen.

4) Gemessen an den Flächenangaben des M. quadriceps femoris anderer Untersuchungen scheinen die hier ermittelten Werte für den M. rectus femoris in der richtigen Größenordnung zu liegen.

5) Eine vergleichbare Kraft/cm² kann nicht angegeben werden, weil
   a) die Muskelquerschnittsfläche (MQF) der drei M. vasti nicht bestimmt wurde.
   b) in unserer Untersuchung abweichend von bisherigen Studien die MQF und die Kraftmessung unter gleichen Bedingungen bezüglich Winkelstellung der Extremität und Kontraktionszustand der Muskulatur bestimmt wurden.

6) Eine Änderung der MQF mit steigender isometrischer Belastung tritt nicht ein.

Im Hinblick auf die wesentlich unter den in der Literatur vergleichbaren Maximalkraft-Werten wurde bereits auf drei Faktoren hingewiesen, die jedoch methoden-spezifisch sind. Die bis zu 142 % großen Unterschiede der MVC-Werte innerhalb der Untersuchung können jedoch andere Gründe haben. Dies näher zu beleuchten, ist Aufgabe der Kapitel 2.2. bis 2.7., die sich mit Faktoren der Physiologie und Physik des Skelett-Muskels und ihren Auswirkungen auf die isometrische MVC befassen.

2.2. Anatomischer bzw. physiologischer Muskelquerschnitt, Sehnenansatzwinkel

Mit Ausnahme von Haxton (45) wird in der gegenwärtigen sowie in allen zitierten Untersuchungen der anatomische Muskelquerschnitt, d.h. die Strecke im rechten Winkel zur Muskellängsachse, gemessen. In keinem der vier Anteile der Quadricepsgruppe verlaufen die Muskelfasern jedoch zur Muskellängsachse. Wenn die Muskelkraft von der MQF abhängt (u. a. Hettinger, 49), sollte diese im rechten Winkel zu den Muskelfasern (physiologischer Muskelquerschnitt) gemessen werden.
Für die drei M. vasti, die einfach gefiedert sind, liegt der physiologische Muskelquerschnitt in einem bestimmten Winkel zum anatomischen (45). Beim zweifach gefiederten M.

rectus sind die Verhältnisse ungleich komplizierter (99). Haxton (45) berichtet anhand von Sektionsmaterial, daß sich der Winkel zwischen Muskelfasern und Sehneninsertion annähernd konstant verhält (M. soleus und M. gastrocnemius). Würde dies für den M. quadriceps femoris ebenfalls gelten, wäre es unwahrscheinlich, daß der Muskelarchitektur eine Rolle zukommt für die Variabilität des Verhältnisses von Kraft und Muskelquerschnittsfläche (MQF) (73). In einer späteren Veröffentlichung (74) zeigt Maughan auf, daß sich der Fiederungswinkel (Winkel der Muskelfasern zur Muskellängsachse) durch Hypertrophie vergrößert und folglich die in Längsachse des Muskels wirkende Kraft eine geringere sein muß als bei kleinerem Fiederungswinkel, vorausgesetzt, daß die Kraft/Muskelfaser in beiden Fällen dieselbe ist. Die Tatsache jedoch, daß eine größerer Muskel (Querschnittsfläche) eine größere Maximalkraft (MVC) entwickeln kann, fordert Erklärungsmöglichkeiten, wie diese Veränderung ausgeglichen werden kann (s. Kap. V., 2.4. u. 2.5.). Lexell et al. (68) fand bei der Präparation von Muskelmaterial (M. vastus medialis) post mortem, daß die Fasern ursprünglich parallel der Muskellängsachse verlaufen. Ob dieses Ergebnis auf die zwei weiteren M. vasti und den M. rectus femoris übertragen werden kann, ist nicht geklärt. Anzustreben wäre jedoch, neben dem anatomischen auch den physiologischen Muskelquerschnitt zu erfassen.

2.3. Muskelzusammensetzung

Die Muskelzuammensetzung spielt insofern eine Rolle, als bei der Bestimmung der MQF verschiedene Gewebe wie Fett oder Flüssigkeit in der Muskelstruktur mit eingehen. Diese tragen zur Flächenvergrößerung, nicht jedoch zur Kraftentwicklung bei. Die Ultraschall-Methode ermöglicht diesbezüglich keine klare Differenzierung.
Das Auflösungsvermögen der computertomographisch ermittelten Bilder hingegen ist so gut, daß es leicht fällt, subcutanes Fett von Muskelgewebe zu unterscheiden. Auch

kann eine qualitative Aussage über die Muskelzusammensetzung gemacht werden (72). Bulcke et al. (11) beschreibt anhand der Houndsfield Units (HU) die Entwicklung der Muskeldichte des M. quadriceps femoris wie folgt:

Tabelle 21 Muskeldichte-Bestimmung des M. quadriceps femoris anhand der Houndsfield Units (HU) Standardabweichung (SD)

Alter	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59
HU	64,40	61,25	65,70	60,08	73,33
SD	10,30	4,14	9,34	13,53	20,46

Mit dem Lebensalter erhöht sich die Muskeldichte aufgrund der Zunahme des interstitiellen Gewebes.
Maughan et al. (72) wendet die Ergebnisse von Brenton et al. (9) über die Muskelzusammensetzung mittels der HU's an - für Fett (-106 HU), für Muskulatur (+54 HU). Veränderungen seiner Werte der Muskelquerschnittsfläche (MQF) ergeben sich jedoch nicht, weil die Dichte-Unterschiede des Muskels gering sind und sich auch für das Fettgewebe keine signifikanten Abweichungen ergeben.
Die unterschiedlichen HU's des M. quadriceps femoris in den Alterskategorien 20 - 29 Jahre und 30 - 39 Jahre von 6,8 % können aufgrund der hohen Streubreite der Werte dennoch nicht ohne weiteres in die gegenwärtige Untersuchung einbezogen werden. Eine individuelle Auswertung ermöglicht andererseits nur die Computertomographie.

2.4. Muskelfaser-Typen und Muskelfaserquerschnittsfläche

Normaler menschlicher Skelettmuskel besteht aus variablen Anteilen von zwei Haupttypen von Muskelfasern, die unterschiedliche elektronenmikroskopische, physiologische, biochemische und histochemische Eigenschaften besitzen (10). Die Typ I-Muskelfasern (rote, langsame Fasern) sind vermehrt bei Ausdauer-Sportlern zu finden (4, 18, 21, 22, 33, 84, 94), die Typ II-Muskelfasern (weiße, schnelle Fasern)

vermehrt bei Sportlern, die auf Schnelligkeit und Schnellkraft trainiert sind (21, 22, 84).

Thorstensson (93) fand keinen Unterschied in der isometrischen Maximalkraft (MVC) der Kniestrecker, in Abhängigkeit von hohem oder niedrigem Anteil von Typ II-Fasern (auch 2-Bein-Versuch). Ähnliche Beobachtungen machen auch andere Autoren (39, 53).
Tesch und Karlsson (91) fanden eine positive Korrelation zwischen isometrischer 1-Bein-Kraft und dem Anteil der Typ II-Fasern im M. vastus lateralis. Die Ergebnisse stimmen mit denen von Komi et al. (60) überein, der den Zusammenhang darüber hinaus für die isometrische Zwei-Bein-Kraft erhält.
Tesch und Karlsson (91) machen für den nicht gefundenen Zusammenhang von Muskelfasertyp und isometrischer Kraft bei Hulten et al. (53) einen methodischen Unterschied verantwortlich. Dieser nahm eine simultane Messung beider Beine vor, während Tesch u. Karlsson nur die MVC des stärkeren Beins maßen.
Eine Erklärung für diese unterschiedlichen Ergebnisse liefert Secher (85), der an drei Gruppen von Ruderern die MVC der Kniestrecker in Form von 1- und 2-Bein-Experimenten maß. Er konnte nachweisen, daß die Probanden mit sinkendem Trainingsniveau immer weniger imstande waren, beim 2-Bein-Experiment das Zweifache der 1-Bein-Kapazität zu entwickeln.
Thorstensson (93) berichtet jedoch von gleichbleibenden Ergebnissen, wenn verschiedene Athletengruppen gepoolt werden oder 2-Bein-Messungen einbezogen werden.
Clarkson et al. (21) beschreibt eine positive Korrelation zwischen dem Anteil von Typ I-Fasern sowohl in Zahl als auch Querschnittsfläche und isometrischer Kraft im M. vastus lateralis bei Kraftsportlern. Kroll et al. (63) findet diesen Zusammenhang auch für ausdauertrainierte Männer, nicht jedoch für Frauen (64).

Thorstensson (93, et al. 94) beschreibt eine positive Korrelation zwischen isokinetischer Kontraktion des M. vastus lateralis und dem Anteil Typ II-Fasern. Diese Beobachtungen werden von anderen Autoren bestätigt (23, 25, 58).
Bosco u. Komi (7) erweitern diesen Zusammenhang auf den Impuls und die Sprunghöhe von einer Kraftmeßplatte.
Ivy et al. (58) weisen die Abhängigkeit von relativer Arbeit und Leistung vom Anteil der Typ II-Fasern bei isokinetischer Kontraktion nach.
Campbell et al. (15) findet bei der Untersuchung des M. vastus lateralis an nicht spezifisch trainierten Frauen keinen Zusammenhang von Typ II-Fasern und anaerober Kapazität, weder vor noch nach Training. Erwähnt werden muß jedoch, daß die Messungen von Campbell auf dem Fahrradergometer durchgeführt wurden und dadurch weit weniger selektiv den M. quadriceps femoris beurteilen als oben zitierte.
Schantz (88) kommt zu dem Ergebnis, daß die Gesamt-Muskelfaserzahl im M. vastus lateralis nicht signifikant differiert zwischen Frauen, Männern und Bodybuildern, im Gegensatz zu Maughan (72), der eine deutlich höhere Muskelfaserzahl sowohl für Typ I- und Typ II-Fasern feststellt.
Die Muskelfaser-Querschnittsfläche der Typ I- zu den Typ IIA-Fasern ändert sich jedoch. Ist das Verhältnis von Typ I- zu Typ IIA-Fasern bei Frauen 1 : 1, so haben Männer 27 % und Bodybuilder 52 % größere Typ IIA-Fasern.
Baugher et al. (2) erhält bereits für nicht speziell trainierte Männer 52 % größere Typ II-Fasern, differenziert jedoch nicht zwischen Typ IIA, B, C.
Andere Autoren finden für untrainierte Männer 20 % (33, 93, 94), für Schnellkraft-Trainierte 50 % größere Typ II-Fasern.

Edström u. Ekblom (26) finden eine vergrößerte Querschnittsfläche (QF) der Typ II-Fasern bei Gewichthebern gegenüber Ausdauersportlern um 46,5 %. Die QF der Typ II-Fasern sind bei den Gewichthebern um 63,3 % größer als die Typ I-Fasern, bei Ausdauersportlern um 9,8 % **größer.**
Costill et al. (21) hingegen findet bei Ausdauersportlern

die Typ I-Fasern um 29 % größer als die Typ II-Fasern. Die Unterschiede können z. T. darin begründet sein, daß Costill ausschließlich Läufer als Probanden hat, während Edström u. Ekblom Ausdauersportler verschiedener Sportarten untersuchen.
Clarkson et al. (18) erhält ähnliche Werte, teils wie Edström u. Ekblom, teils wie Costill. Die Querschnittsfläche (QF) der Typ II-Fasern sind bei Kraftsportlern gegenüber Ausdauersportlern um 26 % größer. Ähnlich wie Edström u. Ekblom (26) findet Clarkson et al. (18) die QF der Typ II-Fasern bei den Kraftsportlern um 25,7 % größer als die Typ I-Fasern, jedoch bei Ausdauersportlern um 8,2 % kleiner.
In einer anderen Untersuchung findet Costill ebenfalls kleinere Typ I-Fasern gegenüber Typ II-Fasern bei Ausdauersportlern um 15,3 % (22). MacDougall et al. (71) findet keinen signifikanten Unterschied in der Muskelfaser-QF von Bodybuildern und trainierten Normalpersonen.
Im Gegensatz zu Lexell et al. (68) findet Häggmark et al. (44) eine hohe Korrelation von Muskelquerschnittsfläche (MQF) und durchschnittlicher QF der einzelnen Muskelfaser sowie eine annähernd konstante interindividuelle Zahl von Muskelfasern. Die Ergebnisse von Häggmark können insoweit als fundierter betrachtet werden als von ihm die vollständige MQF gemessen wurde.
Die Muskelfaser-QF ist hinsichtlich einer funktionellen Aussage des Gesamtmuskels mit Vorsicht zu interpretieren. Sie gibt zum einen keine Information darüber, wie dicht die Myofibrillen innerhalb der Muskelfaser gepackt sind, zum anderen wird der Extrazellulärraum in die Berechnungen mit eingeschlossen (20).
Dessen Anteil an der Gesamtmuskelfläche wird für Rattenmuskeln mit 8 - 14 %, für Mäuse bis zu 25 % angegeben (20). Penman (80) stellt am menschlichen Skelettmuskel nach Training eine höhere Packungsdichte kontraktiler Elemente sowie ein verändertes Verhältnis von Aktin und Myosin fest.
Die Vorstellung einer erhöhten Dichte der kontraktilen Proteine im hypertrophierten menschlichen Skelettmuskel befindet sich jedoch im Widerspruch zu den Ergebnissen von

MacDougall et al. (69, 71). In Untersuchungen an Bodybuildern, Gewichthebern sowie Normalpersonen nach Krafttraining findet er eine geringere relative Volumendichte kontraktiler Proteine pro Muskelfaser als bei Untrainierten bei gleichzeitigem Anstieg der absoluten Menge kontraktiler Proteine pro Muskelfaser.
Die geringere relative Volumendichte kontraktiler Proteine entsteht durch ein Absinken der mitochondrialen und weniger ausgeprägt der myofibrillären Volumendichte sowie deren zytoplasmatischen Anstieg.

Tesch u. Karlsson (91) sprechen von einer größeren intrinsischen Kraft der Typ II-Fasern gegenüber den Typ I-Fasern. Dies ist jedoch nur überprüfbar, wenn neben Messungen der Muskelfaser-Querschnittsfläche (QF) eine vergleichbare Gesamt-Muskelquerschnittsfläche (MQF) vorliegt. Diese liefert Young (104) und errechnet eine annähernd doppelt so große Kraft/Muskelfaser-QF von Typ II- gegenüber Typ I-Faser. Angewandt auf die Ergebnisse von Maughan (72) ergibt sich eine größere Kraft von 1,2- bis 2,1-fach zwischen Typ II- gegenüber Typ I-Fasern.
Burke u. Edgerton (12) kommen anhand von Untersuchungen an gemischten (Typ I- und Typ II-Fasern) Tiermuskeln zu ähnlichen Ergebnissen. Die Typ II-Fasern entwickeln eine dreimal so große Spannung wie die Typ I-Fasern.
Einen Hinweis darauf, daß eine größere isometrische Kraft/MQF entwickelt werden kann mit höherem Anteil Typ II-Fasern geben die Ergebnisse von Maughan (73). Die unterschiedlichen Muskelfaseranteile würden auch zumindest teilweise die große Streuung der Kraft/MQF bei der Kontrollgruppe sowie der Ergebnisse der gegenwärtigen Untersuchung erklären.

Neuere Methoden muskelbioptischer Untersuchungen, bei denen post mortem der M. vastus lateralis seziert und aufgearbeitet wurde, führen zu dem Ergebnis, daß eine graduelle Zunahme der Typ I-Fasern bei entsprechender Abnahme der Typ II-Fasern mit der Muskeltiefe einhergeht.
Ferner wird eine interindividuelle Variation der

Typ I- Muskelfaserzahl von bis zu 10 % zwischen drei Untersuchungsebenen des M. vastus lateralis (jeweils 100, 200 und 280 mm vom Trochanter major entfernt) beschrieben.
Zu berücksichtigen ist weiterhin, daß innerhalb der Untersuchungsebene Unterschiede von Typ I-Fasern bis zu 30 % vorkommen, daß direkt aneinander angrenzende Ausschnitte in einer Untersuchungsebene Unterschiede von bis zu 19 % aufweisen können (68).
Dies bedeutet, daß Muskelbiopsate nicht notwendigerweise repräsentativ für den ganzen Muskel sein müssen (5).
Umgekehrt können die oben angeführten Befunde Lexells et al. (68) eine Erklärung für die unterschiedlichen muskelbioptischen Ergebnisse anderer Autoren geben.
Für Vergleiche prozentualer Muskelfaseranteile und der Muskelfaser-Querschnittsfläche (QF) ist auf jeden Fall eine Messung der Gesamt-Muskelquerschnittsfläche (MQF) zu fordern.

2.5. Neurale Faktoren

Ikai u. Fukunaga (57) bemerken eine verhältnismäßig größere Steigerung der Muskelkraft durch isometrisches Krafttraining, als es dem Zuwachs der MQF entsprechen würde.
Young et al. (103) kommt zu ähnlichen Ergebnissen und gibt einen Kraftzuwachs von 15 % an, bei Zunahme der MQF von 6 %. Dons et al. (25) findet keine divergierenden Werte von Maximalkraft (MVC) und MQF nach Training.
Ikai et al. (55) macht für die Dysproportion von Kraftzuwachs und MQF neurale Faktoren verantwortlich und weist auf einen erhöhten elektrischen Impuls (drive) im Muskel hin.
Milner-Brown et al. (78) nimmt eine verbesserte Synchronisation der motorischen Einheiten an. Andere Autoren sprechen von einer erhöhten Entladungsrate der Motoneurone (19, 83).

Ikai et al. (55) findet eine um 30 % größere Maximalkraft (M. adductor pollicis) bei elektrischer Stimulierung gegenüber willkürlicher Kontraktion. Dies entspricht in etwa den Hypnose-Experimenten (50), wo eine Erhöhung der willkürlichen Maximalkraft (MVC) um 26,5 % entstand.
Auch die Muskelermüdung ist mit 66 % gegenüber 40 % des Ausgangswertes geringer bei elektrischer Stimulation als bei willkürlicher Kontraktion (55).
In direktem Widerspruch steht die Veröffentlichung von Merton (77), wonach kein Unterschied besteht zwischen MVC (M. adductor pollicis) und der MVC durch elektrisch induzierten Tetanus.
In diesem Sinne berichten auch Belanger u. McComas (3).
Edwards et al. (28) hat die elektrische Stimulation der Kniestreckmuskulatur durchgeführt, ohne einen Unterschied zwischen willkürlicher bzw. elektrisch stimulierter Maximalkraft zu finden (1 Proband).
Maughan et al. (74) beobachtete eine umgekehrte Beziehung der Größe der Muskelquerschnittsfläche (MQF) und des Quotienten von Kraft/MQF bei Untrainierten im Gegensatz zu Gewichthebern, bei denen sich eine Vergrößerung der MQF ohne Verringerung des Kraft/MQF-Quotienten entwickelte. Bei beiden Gruppen lag die Kraft/cm² mit 9,20 N/cm² bei den Untrainierten und 9,53 N/cm² bei den Gewichthebern nicht signifikant auseinander.
Die Gewichtheber müssen also in der Lage gewesen sein, ein Absinken des Quotienten Kraft/cm² bei steigender MQF zu verhindern. Als Erklärung zieht Maughan ebenfalls neurale Faktoren heran, neben der bereits diskutierten verbesserten Funktion der einzelnen Muskelfaser (siehe Kap. V., 2.4.).

2.6. Einfluß von Extremitätenlänge und Hebelverhältnissen

Die gemessenen Kräfte repräsentieren die an der Kontraktion beteiligten Muskeln. Die tatsächlich entwickelte Kraft ist jedoch größer als die gemessene aufgrund der ungünstigen Mechanik des Meßsystems (72).

Da während der Kontraktion ein Gleichgewicht zwischen im und gegen den Uhrzeigersinn gerichteten Drehmomente besteht, gilt:

$$F_Q \times R_Q = F_S \times R_S$$

F_Q: Kraft von der Quadricepssehne entwickelt
F_S: Gemessene Kraft über dem Sprunggelenk
R_Q: Senkrechte Entfernung zwischen Oberrand (Quadricepssehne) und Rotationszentrum des distalen Femur
R_S: Senkrechte Distanz zwischen Rotationszentrum des distalen Femur und der Kraftrichtung am Sprunggelenk

Daraus folgt:

$$F_Q = \frac{F_S \times R_S}{R_Q}$$

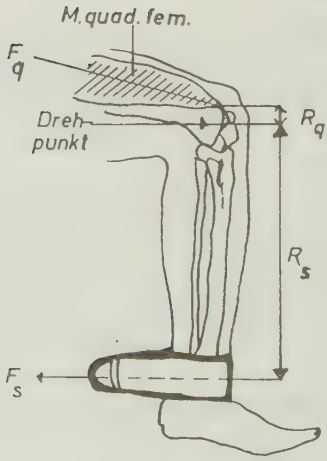


Abb. 25 Schematische Darstellung der Hebelverhältnisse am Kniegelenk nach Maughan et al. (73)

Um den Insertionspunkt der Sehne am Knochen, ebenso wie das anatomische Rotationszentrum festzulegen, haben verschiedene Autoren Röntgenbilder eingesetzt (u. a. 56, 66, 79).

Für R_Q ergibt sich ein Wert von 3,2 cm (90). R_S beträgt im Mittel 39,1 cm (90) für Männer, bzw. 40,2 cm (73). F_S entspricht der individuellen Maximalkraft (MVC), wobei die tatsächlich an der Quadricepssehne angreifenden Kräfte einer Verzehnfachung entsprechen (41).
Wichtig ist die vergleichbar korrekte Lage der Schlaufe über dem Sprunggelenk, weil bereits kleine Änderungen großen Einfluß auf R_S und damit auf F_Q haben können.
Obwohl die interindividuellen Unterschiede in den anthropometrischen Maßen gering sein mögen, scheint es möglich, daß Unterschiede im Ort des Rotationszentrums (R_Q), oder der Länge des Unterschenkelknochens (R_S) von erheblicher Bedeutung für das Verhältnis Kraft/Muskelquerschnittsfläche (MQF) sein können (73).
Die gemessene Kraft ist ebenfalls abhängig vom Kniewinkel. Clarke et al. (17) konnte zeigen, daß ein Plateau zwischen 105° - 125° erreicht wird. Hettinger (47) gibt ein isometrisches Kraftmaximum zwischen 80° und 100° an, andere Autoren ermitteln einen Winkel von 120° (67, 81, 89). Abgesehen von Petrofsky u. Phillips (81), die ihre Ergebnisse am M. biceps brachii erhielten, gelten die übrigen Werte für den M. quadriceps femoris.
Lindahl u. Movin (66, et al. 67) geben eine kontinuierliche Steigerung des Krafteinsatzes für die letzten 20 % der Kniestreckung (160 - 180°) an. Smidt (90) findet die höchsten Drehmomente der Kniestrecker zwischen 135 und 150°. Hettinger (49) zeigt weiterhin, daß die Kraft eines Muskels nicht nur von der Gelenkstellung abhängt, sondern umso größer ist, je länger er ist.

2.7. Kraft und intramuskulärer Blutfluß

Die in diesem Zusammenhang bedeutsame Frage ist, ob die Veränderung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) durch isometrische Kontraktion abhängig ist vom intramuskulären Blutfluß (IMB).

Caesar et al. (13) gibt aufgrund plethysmographischer Messung der Unterarmbeuger als Mittelwert von rechts und links die Ruhedurchblutung mit 3,0 ml/100 g Gewebe/min an. Grimby et al. (40) verwendet radioaktives Xenon und findet 2,5 ml bei Trainierten, bzw. 2,9 ml bei Untrainierten im M. vastus lateralis.
Nach einem Trainingsprogramm der Unterarmbeuger rechts verzeichnet Caesar et al. (13) eine Steigerung der Ruhedurchblutung um 23,1 % an, mißt jedoch den IMB während der Kontraktion nicht.
Barcroft u. Millen (1) führen eine indirekte Messung des IMB an der Unterschenkelbeuge-Muskulatur über Temperaturmessungen von Blut und Muskel durch. Sie finden ein Sistieren des IMB bei über 20 % der Maximalkraft (MVC). Edwards et al. (27) bestätigt dieses Ergebnis mit einer ähnlichen Methode. Eiken u. Tesch (30) geben 27 % an. Tönnesen (95) weist am M. triceps surae mittels der Xenon 133-Methode eine proportionale Zunahme des IMB zwischen 55 und 60 % der Maximalkraft (MVC) nach. Dieser beträgt dann 40 ml/100 g Gewebe/min. Ein weiterer Anstieg bis zur MVC ist nicht zu verzeichnen.
Die von Sadomoto et al. (82) erhaltenen Werte für den Stopp des IMB liegen bei 50 - 60 % der MVC u. a. gemessen am M. rectus femoris.

Weiterhin weist er nach, daß der hierfür verantwortliche intramuskuläre Druck

a) proportional zur statischen Kraftentwicklung verläuft
b) nur in Ruhe dem diastolischen arteriellen Druck (DAP) gleichkommt, keineswegs jedoch dem unter Belastung. Hier können Druckwerte unter dem DAP bis zum systolischen arteriellen Druck (SAP) zum Sistieren des IMB führen.

Die hier gemessenen Maximalkraft-Werte zeigen allenfalls eine nicht durchgängige Tendenz zur Verkleinerung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) zwischen 0 und 98,1 N, wobei 98,1 N 19,2 - 46,5 % der individuellen MVC entsprechen. Dies ist vergleichbar mit einigen Angaben über das Sistieren des intramuskulären Blutflusses (1, 27, 30). Ob diese Verkleinerung der MQF im Zusammenhang mit dem Sistieren des IMB im Sinne einer Blutentleerung des Muskelgewebes zu sehen ist, bleibt fraglich, denn die bereits geringe Blutmenge/100 ml Gewebe erscheint durch die punktförmige Ultraschalldarstellung vernachlässigbar klein.

VI. Zusammenfassung

Mittels eines Sektor Real-Time-Scanners (B-scan-Gerät) mit eingebauter Spiegelreflex-Kamera wurde ein Verfahren entwickelt, mit dem der M. rectus femoris im entspannten, wie im kontrahierten Zustand auf dem Fernseh-Monitor als auch auf dem hergestellten Fotoabzug optimal zur Darstellung kommt.
In Testreihen wurde der Muskel unter ansteigenden isometrischen Belastungsstufen gescannt, fotografiert, vom Fotoabzug auf Entwurfpapier übertragen und planimetriert.
Neben der Muskelquerschnittsfläche wurden weitere Kriterien zur Unterscheidung der Kraftbelastungsstufen untersucht, wie Entfernungsmessung von Femuroberrand zur Hautoberfläche bzw. Anstellwinkel der Muskelkontur.
Die Ergebnisse der Muskelquerschnittsflächen-Bestimmung wurden an neun Probanden auf ihre Gültigkeit überprüft.

Folgende wesentliche Ergebnisse wurden erhoben:

a) zur Methode

1. Die Caliper-Meßgenauigkeit des Ultraschallgerätes wurde überprüft. Diese erwies sich als hoch zwischen 10 und 30 mm und fiel zwischen 30 - 90 mm geringgradig, linear ab.

2. Beim Bildaufbau im Ultraschall-Monitor vermutete Abweichungen konnten durch Vergleich zweier Ultraschallgeräte gleichen Typs ausgeschlossen werden.

3. Etwaige Fehler in der Fotokamera-Belichtung konnten durch Vergleich zweier Foto-Kameras gleichen Typs ausgeschlossen werden.

4. Die Überprüfung des vertikalen Scanner-Streuwinkels (Schallkeulendicke) anhand eines organischen Gewebe-Modells ergab einen Bereich von plus/minus 2 mm.

5. Eine Testreihe von 0, 98,1, 196,2 N und Maximalkraft zeigte neben einer angedeuteten Änderung der Muskelquerschnittsfläche zwischen 0 und 98,1 N keine eindeutige Änderung in Abhängigkeit von der Belastung. Bei 3 Malserien und 2 Planimetriertagen lag der Variationskoeffizient der Malserie bei 2,2 %, für die Planimetriertage bei 2,6 %. Der Gesamt-Variationskoeffizient betrug 3,6 %.

6. Eine Testreihe von 0 - 98,1 N in 9,81 N-Abständen zeigte keine Änderung der Muskelquerschnittsfläche in Abhängigkeit von der Belastung.
Bei 3 Malserien und 3 Planimetriertagen lag der Variationskoeffizient für die Malserien bei 2,3 %, für die Planimetriertage bei 1,5 %. Der Gesamt-Variationskoeffizient betrug 2,7 %.

7. Eine Unterscheidung verschiedener Belastungsstufen anhand der Entfernungsmessung vom Femuroberrand zur Hautoberfläche bzw. Vergleich der Anstellwinkel der Muskelkontur konnte nicht gefunden werden.

8. Eine Änderung der Muskelquerschnittsfläche ergab sich in Abhängigkeit von verschiedenen Knie- und Hüftwinkeln im muskelentspannten Zustand.

9. Es besteht eine hohe Korrelation zwischen Oberschenkelumfang und Körpergewicht bzw. fettfreier Körpermasse mit r = 0,90 bzw. 0,87.

10. Die Muskelquerschnittsfläche des M. rectus femoris zeigt **keinen** signifikanten Zusammenhang zu Körpergewicht, fettfreier Körpermasse bzw. Oberschenkelumfang.

b) zur Untersuchung

1. Die isometrische Maximalkraft lag im Mittel bei 344,3 N, die Muskelquerschnittsfläche des M. rectus femoris im Zustand isometrischer Maximalkraft bei 24,8 cm^2.

2. Die Muskelquerschnittsfläche konnte nicht als Unterscheidungskriterium für die isometrischen Belastungsstufen herangezogen werden.

VIII. Literaturverzeichnis

1. Barcroft H., Millen J. L. E. (1939)
The blood flow through muscle during sustained contraction
J Physiol 97, 17-31

2. Baugher W. H., Warren R. F., Marshall J. L., Joseph A. (1984)
Quadriceps atrophy in the anterior curciate insufficient knee
Am J Sports Med 12, 192-195

3. Belanger A. Y., McComas A. J. (1981)
Extent of motor unit activation during effort
J Appl Physiol 51, 1131-1135

4. Bergh U., Thorstensson A., Sjödin B., Hulten B., Piehl K., Karlsson J. (1978)
Maximal oxygen uptake and muscle fiber types in trained and untrained humans
Med Sci Sports Exerc 10, 151-154

5. Bolstad G., Ersland A. (1978)
Energy metabolism in different human skeletal muscle during voluntary isometric contractions
Europ J Appl Physiol 38, 171-179

6. Bönhof J. A., Kremer H., Bönhof B., Stapff M., Zöllner N. (1983)
Bedeutung der Schallkeulendicke in der real-time-Sonographie. In-vitro und In-vivo-Beobachtungen.
Computertomographie 3, 38-41

7. Bosco C., Komi P. V. (1979)
Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles
Europ J Appl Physiol 41, 275-284

8. Bouvier J. F., Barrière D., Bouchet J. B., Chassain A. P., Prat. J., Veyriras E., Vigneu P. (1982)
L'échotomographie musculaire en traumatologie sportive
Schweiz Z Sportmed 30, 91-93

9. Brenton D. P., Edwards R. H. T., Grindrod S. R., Tofts P. S. (1981)
Computerized X-ry tomography to determine human skeletal muscle size and composition in health and disease
J Physiol 317, 3P

10. Brooke M. H., Kaiser K. K. (1970)
Muscle fiber types: How many and what kind?
Arch Neurol 23, 369-379

11. Bulcke J. A., Termote J.-L., Palmers Y., Crolla D. (1979)
Computed tomography of the human skeletal muscular system
Neuroradiology 17, 127-136

12. Burke R. E., Edgerton K. R. (1975)
Motor unit properties and selective involvement in movement
Exerc Sport Sci Rev 3, 31-81

13. Caesar K., Neher M., Schollmeyer P., Stein E. (1968)
Veränderungen der Ruhedurchblutung, der reaktiven Hyperämie und der Durchblutung nach Belastung in der Unterarmmuskulatur im Verlauf eines isometrischen Trainings
Z Kreisl Forsch 58, 345-351

14. Caldwell F. (1984)
Cadaver researchers reject "percent body fat"
Physician and Sportmedicine 12, 3637

15. Campbell C. J., Bonen A., Kirby R. L., Belcastro A. N. (1979)
Muscle fiber composition and performance capacities in women
Med Sci Sports Exerc 11, 260-265

16. Chivers R. C. (1981)
Some scientific and technical aspects of medical ultrasonics
J Med Eng Technol 5, 128-133

17. Clarke H. H., Elkins E. C., Martin G. M., Wakim K. G. (1950)
Relationsship between body position and the application of muscle power to movements of the joints
Arch Phys Med Rehabil 31, 81-89

18. Clarkson P. M., Kroll W., McBride T. C., (1980)
Maximal isometric strength and fiber type composition in power and endurance athletes
Europ J Appl Physiol 44, 35-42 (a)

19. Clarkson P. M., Kamen G., Kroll W. (1980)
Knee ankle extension isometric endurance and muscle composition in power and endurance athletes
J Sports Med Phys Fitness 20, 255-264 (b)

20. Close R. I. (1972)
Dynamic properties of mammalian skeletal muscles
Physiol Rev 52, 129-197

21. Costill D. L., Fink W. J., Pollock M. L. (1976)
Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners
Med Sci Sports Exerc 8, 96-100 (a)

22. Costill D. L., Daniels J., Evans W., Fink W., Krahenbuhl G., Saltin B. (1976)
Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes
J Appl Physiol 40, 149-154 (b)

23. Coyle E. F., Costill D. L., Lesmes G. R. (1979)
Leg extension power and muscle fiber composition
Med Sci Sports Exerc 11, 12-15

24. Cuddigan J. H. P. (1973)
Quadriceps femoris strength
Rheumatol Rehabil 12, 77-83

25. Dons B., Bollerup K., Bonde-Peterson F., Hancke S. (1979)
The effect of weight-lifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross-sectional area in humans
Europ J Appl Physiol 40, 95-106

26. Edström L., Ekblom B. (1972)
Differences in sizes of red and white muscle fibres in vastus lateralis of musculus quadriceps femoris of normal individuals and athletes. Relation to physical performance
Scand J Clin Lab Invest 30, 175-181

27. Edwards R. H. T., Hill D. K., McDonnell M. (1972)
Myothermal and intramuscular pressure measurements during isometric contractions of the human quadriceps muscle
J Physiol 224, 58P-59P

28. Edwards R. H. T., Hill D. K., Jones D. A. (1975)
Heat production and chemical changes during isometric contractions of the human quadriceps muscle
J Physiol 251, 303-315

29. Edwards R. H. T., Young A., Hosking G. P. +, Jones D.A. (1977)
Human skeletal muscle function: description of test and normal values
Clin Sci 52, 283-290

30. Eiken O., Tesch P. A. (1984)
Effects of hyperoxia and hypoxia on dynamic and sustained static performance of the human quadriceps muscle
Acta Physiol Scand 122, 629-633

31. Franke F. (1920)
Die Kraftkurve menschlicher Muskeln bei willkürlicher Innervation und die Frage der absoluten Muskelkraft
Pflügers Arch 184, 300-322

32. Gilbert J. C., Knowlton R. G. (1983)
Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength
Am J Phys Med 62, 135-143

33. Gollnick P. D., Armstrong R. B., Saubert IV C. W., Piehl K., Saltin B. (1972)
Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men
J Appl Physiol 33, 312-319

34. Gollnick P. D., Karlsson J., Piehl K., Saltin B. (1974)
Selective glycogen depletion in skeletal muscle fibres of man following sustained contractions
J Physiol 241, 59-67

35. Gollnick P. D., Timson B. F., Moore R. L., Riedy M. (1981)
Muscular enlargement and number of fibers in skeletal muscles of rats
J Appl Physiol 50, 936-943

36. Gollnick P. D. (1982)
Relationship of strength and endurance with skeletal muscle structure and metabolic potential
Int J Sports Med 3, 26-32

37. Gonyea W., Ericson G. C., Bonde-Peterson F. (1977)
Skeletal muscle fiber splitting induced by weight-lifting exercise in cats
Acta Physiol Scand 99, 105-109

38. Gonyea W. J. (1980)
Role of exercise in inducing increases in skeletal muscle fiber number
J Appl Physiol 48, 421-426

39. Gregor R. J., Edgerton R. V., Perrine J. J., Campion D. S., DeBus Ch. (1979)
Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes
J Appl Physiol 47, 388-392

40. Grimby G., Häggendahl E., Saltin B. (1967)
Local Xenon 133 clearance from the quadriceps muscle during exercise in man
J Appl Physiol 22, 305-310

41. Groh H. (1973)
Einige grundsätzliche Fragen zur Muskelkraftmessung
Sportarzt u Sportmed 11, 249-253

42. Grossi J. A. (1981)
Effect of an applied kinesiology technique on quadriceps femoris muscle isometric strength
Phys Ther 61, 1011-1016

43. Hart D. L., Stobbe T. J., Till C. W., Plummer R. W. (1984)
Effect of trunk stabilization on quadriceps femoris muscle torque
Phys Ther 64, 1375-1380

44. Häggmark T., Jansson E., Bertil S. (1978)
Cross-sectional area of the thigh muscle in man measured by computed tomography
Scand J Clin Lab Invest 38, 355-360

45. Haxton H. A. (1944)
Absolute muscle force in the ankle flexors of man
J Physiol 103, 267-273

46. Hermann L. (1898)
Zur Messung der Muskelkraft am Menschen
Arch ges Physiol Mensch Tiere 73, 429-437

47. Hettinger Th. (1968)
Isometrisches Muskeltraining
3. Aufl. Thieme, Stuttgart

48. Hettinger Th., Hollmann W. (1969)
Dynamometrische Messungen an Muskeln
Sportarzt u Sportmedizin 1, 18 und 21-25

49. Hettinger Th. (1983)
Isometrisches Muskeltraining
5. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York

50. Hicks J. E., Shawker T. H., Jones B. L., Linzer M., Gerber L. H. (1984)
Diagnostic ultrasound: its use in the evaluation of muscle
Arch Phys Med Rehabil 65, 129-131

51. Hollmann W., Hettinger Th. (1980)
Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen
2. Auflage, F. K. Schattauer, Stuttgart, New York

52. Holmes J. R., Alderink G. J. (1984)
Isoinetic strength characteristics of the quadriceps femoris and hamstring muscles in high school students
Phys Ther 64, 914-918

53. Hulten B., Thorstensson A., Sjödin B., Karlsson J. (1975)
Relationship between isometric endurance and fiber types in human leg muscles
Acta Physiol Scand 93, 135-138

54. Ikai M., Steinhaus A. H. (1961)
Some factors modifying the expression of human strength
J Appl Physiol 16, 157-163

55. Ikai M., Yabe K., Ischii K. (1967)
Muskelkraft und muskuläre Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels
Sportarzt u Sportmed 5, 197-204

56. Ikai M., Fukunaga T. (1968)
Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement
Int Z Angew Physiol 26, 26-32

57. Ikai M., Fukunaga T. (1970)
A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement
Int Z Angew Physiol 28, 173-180

58. Ivy J. L., Withers R. T., Brose G., Maxwell B. D., Costill D. L. (1981)
Isokinetic contractile properties of the quadriceps with relation to fiber type
Eur J Appl Physiol 47, 247-255

59. Jones D. A., King M. F., Round J. M. (1980)
MOPPET, a rapid and accurate system of the measurement of muscle fibre cross-sectional areas
J Physiol 305, 5P

60. Komi P. V., Rusko J. V., Vihko V. (1977)
Anaerobic performance capacity in athletes
Acta Physiol Scand 100, 107-114

61. Kroemer K. H. E., Marras W. S. (1980)
Towards an objective assessment of the maximal voluntary contraction component in routine muscle strength measurements
Eur J Appl Physiol 45, 1-9

62. Kroemer K. H. E., Marras W. S. (1981)
Evaluation of maximal and submaximal static muscle exertions
Hum Factors 23, 643-653

63. Kroll W., Clarkson P. M., Kamen G., Lambert J. (1980)
Muscle fiber type composition and knee extention isometric strength fatigue patterns in power - and endurance - trained males
Res Q Exerc Sport 51, 323-333

64. Kroll W., Clarkson P. M., Melchionda A. M., Wilcox A. (1981)
Isometric knee extension and plantar flexion muscle fatigue and fiber type composition in female distance runners
Res Q Exerc Sport 52, 200-207

65. Lechner H., Bochdansky T., Kern H. (1983)
Kraftmessung und Kniestreckung - Vorstellung einer Meßeinrichtung
Österreich J Sportmed 1, 11-25

66. Lindahl O., Movin A. (1967)
The mechanics of extension of the knee joint
Acta Orthop Scand 38, 226-234

67. Lindahl O., Movin A., Ringquist I. (1969)
Knee extension. Measurement of the isometric force in different positions of the knee-joint
Acta Orthop Scand 40, 79-85

68. Lexell J. Henriksson-Larsen K., Sjöström M. (1983)
Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. 2. A study of cross-sections of whole in vastus lateralis
Acta Physiol Scand 117, 115-122

69. MacDougall J. D., Sale D. G., Moroz J. R., Elder G. C. B., Sutton J. R., Howald H. (1979)
Mitochondrial volume density in human skeletal muscle following heavy resistance training
Med Sci Sports Exerc 11, 164-166

70. MacDougall J. D., Sale D. G., Sutton J. R., Elder G., Moroz J. R. (1980)
Muscle ultrastructural characteristics of elite powerlifters and bodybuilders
Med Sci Sports Exerc 2, 131

71. MacDougall J. R., Sale D. G., Elder G. C. B., Sutton J. R. (1982)
Muscle ultrastructural characteristics of elite powerlifters and bodybuilders
Eur J Appl Physiol 48, 117-126

72. Maughan R. J., Watson J. S., Weir J. (1983)
Relationship between muscle strength and muscle cross-sectional area in male sprinters and endurance runners
Eur J Appl Physiol 50, 309-318 (a)

73. Maughan R. J., Watson J. S., Weir J. (1983)
Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle
J Physiol 338, 37-49 (b)

74. Maughan R. J., Watson J., Weir J. (1984)
Muscle strength and cross-sectional area in man: a comparison of strength-trained and untrained subjects
Br J Sports Med 18, 149-157

75. McArdle W. D., Katch F. J., Katch V. L. (1981)
Body composition assessment, 368-391
in: McArdle W. D., Katch F. J., Katch V. L. (1981), Exercise Physiology, Energy, Nutrition and Human Performance
Lea and Febiger, Philadelphia

76. McGarvey S. R., Morrey B. F., Askew L. J., Kai-Nan An (1984)
Reliability of isometric strength testing, temporal factors and strength variation
Clin Orthop 185, 301-305

77. Merton P. A. (1954)
Voluntary strength and fatigue
J Physiol 123, 553-564

78. Milner-Brown H. S., Stein R. B., Lee R. G. (1975)
Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 38, 245-254

79. Morris C. B. (1948)
The measurement of the strength of muscle relative to the cross section
Res Q 19, 295-303

80. Penman K. A. (1970)
Human striated muscle ultrastructural changes accompanying increased strength without hypertrophy
Res Q 41, 418-424

81. Petrofsky J. S., Phillips C. A. (1980)
The effect of elbow angle on the isometric strength and endurance of the elbow flexors in men and women
J Hum Ergol 9, 125-131

82. Sadamoto F., Bonde-Peterson F., Suzuki Y. (1983)
Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans
Eur J Appl Physiol 51, 395-408

83. Sale D. G., MacDougall J. D., Upton A. R. M., McComas A. J. (1983)
Effect of strength training upon motoneuron excitability in man
Med Sci Sports Exerc 15, 57-62

84. Saltin B., Henriksson J., Nygaard E., Anderson P. (1977)
Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners
Ann NY Acad Sci 301, 3-29

85. Secher N. H. (1975)
Isometric rowing strength of experienced and unexperienced oarsmen
Med Sci Sports Exerc 7, 280-283

86. Secher N. H., Nygaard E. (1978)
Muscle glycogen depletion pattern and electromyography in one and two-leg maximal exercise
J Biomech 6 A, 114

87. Schantz P., Fox E. R., Norgren P., Tydén A. (1981)
The relationship between the mean muscle fibre area and the muscle cross-sectional area of the thigh in subjects with large differences in thigh girth
Acta Physiol Scand 113, 537-539

88. Schantz P., Randall-Fox E., Hutchinson W. (1983)
Muscle fiber type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans
Acta Physiol Scand 117, 219-226

89. Scudder G. N. (1980)
Torque curves produced at the knee during isometric and isokinetic exercise
Arch Phys Med Rehabil 61, 68-73

90. Smidt G. L. (1973)
Biomechanical analysis of knee flexion and extension
J Biomech 6, 79-92

91. Tesch P. Karlsson J. (1978)
Isometric strength performance and muscle fibre type distribution in man
Acta Physiol Scand 103, 47-51

92. Tesch P. A., Larsson L. (1982)
Muscle hypertrophy in bodybuilders
Eur J Appl Physiol 49, 301-306

93. Thorstensson A. (1976)
Muscle strength, fibre types and enzyme activities in man
Acta Physiol Scand, Supplementum 443

94. Thorstensson A., Larsson L., Tesch P., Karlsson J. (1977)
Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men
Med Sci Sports Exerc 9, 26-30

95. Tönnesen K. H. (1964)
Blood-flow through muscle during rhythmic contraction measured by 133 Xenon
Scand J Clin Lab Invest 16, 646-654

96. Weber E. (1846)
Muskelbewegung
in: Wagner R.: Handwörterbuch der Physiologie Band III/3, 1-123
daraus: Von der Kraft der sich verkürzenden Muskeln, 84-91

97. Weiss L. W., Clark F. C. (1985)
The use of B-mode ultrasound for measuring subcutaneous fat thickness on the upper arms
Res Q Exerc Sports 56, 77-81

98. Wilkerson J. D., Morrow J. R. jr., Disch J. G. (1982)
The reliability and validity of the handheld planimeter for determining kinetic curve parameters
Res Q Exerc Sports 53, 180-183

99. Williams P. L., Warwick R. (1980)
Gray's Anatomy.
36th edition, Churchill Livingstone, Edinburgh, London, Melbourne, New York

100. Young A., Hughes I., Russell P., Parker M. J., Nichols P. J. R. (1980)
Measurement of quadriceps muscle wasting by ultrasonography
Rheumatol Rehabil 19, 141-148

101. Young A., Stokes M., Walker J. C. R., Newham D. (1981)
The relationship between quadriceps size and strength in normal young adults
Ann Rheum Dis 40, 619-620

102. Young A., Hughes I. (1982)
Ultrasonography of muscle in physiotherpeutic practice and research
Physioth 68, 187-190

103. Young A., Stokes M., Round J. M., Edwards R. H. T. (1983)
The effect of high-resistance training on the strength and cross-sectional area of the human quadriceps
Eur J Clin Invest 13, 411-417

104. Young A. (1984)
The relative isometric strength of type I and type II muscle fibres in the human quadriceps
Clin Physiol 4, 23-32

Lebenslauf

Am 27. Februar 1953 wurde ich, Uwe Danner, als Sohn des Kaufmanns Helmut Danner und seiner Ehefrau Dr. med. Ilsetraut Danner, geb. Schumann, in Tübingen geboren.

Von 1959 - 1963 besuchte ich die Dorfacker-Schule (Grundschule) in Tübingen-Lustnau, von 1963 - 1972 das Kepler-Gymnasium in Tübingen. Dort legte ich am 14. Juni 1972 die Reifeprüfung ab.

Von Juli 1972 - Dezember 1972 leistete ich Wehrdienst, von Dezember 1972 - November 1973 war ich im evangelischen Kinder- und Jugendheim Sophienpflege Tübingen als Zivildienstleistender tätig.

Von 1973 - 1978 studierte ich an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen Sport- und Politikwissenschaften und schloß im Herbst 1978 mit dem Staatsexamen ab.

Im Frühjahr 1979 nahm ich mein Studium der Human-Medizin an der Philipps-Universität in Marburg auf und beendete dieses an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen am 22.4.1985 mit dem Staatsexamen.

Am 15. Mai 1985 wurde mir die Approbation erteilt. Von Juli 1985 - Juli 1986 war ich als Assistenzarzt in der Abteilung für Pathologie des Kreiskrankenhauses Reutlingen beschäftigt.

Druck Köhler Tübingen